

UNIVERSIDADE DE LISBOA

FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA



ANÁLISE DA MICRODUREZA EM DIFERENTES RESINAS COMPOSTAS

Joana Margarida Marques da Silva Cruz

MESTRADO INTEGRADO

2013

UNIVERSIDADE DE LISBOA

FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA



ANÁLISE DA MICRODUREZA EM DIFERENTES RESINAS COMPOSTAS

Joana Margarida Marques da Silva Cruz

Dissertação orientada pela Dra. Ana Pequeno

MESTRADO INTEGRADO

2013

“A vida está cheia de desafios que, se aproveitados de forma criativa, se transformam em oportunidades.”

Maxwell Maltz

AGRADECIMENTOS

À Dra. Ana Pequeno pela disponibilidade, dedicação, motivação e confiança demonstradas durante a orientação desta dissertação.

Ao Professor Alexandre Cavalheiro pelo apoio dado na realização e compreensão da componente estatística desta dissertação.

Ao Professor Doutor António Mata, pela disponibilização do laboratório 1 da Unidade de Investigação em Ciências Orais e Biomédicas (UICOB) da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa.

Ao Professor Doutor Luís Pires Lopes pela disponibilização do laboratório de Materiais Dentários da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa.

Aos meus pais por tudo o que me têm proporcionado, pelos valores que sempre me transmitiram e por poder contar incondicionalmente com eles.

Ao meu irmão por estar sempre a meu lado.

Aos meus amigos, por me apoiarem em tudo e por todos os momentos e vivências que partilhámos juntos.

À Rita Morão, Ana Sofia Soares, Joana Esteves, Tatiana Santos, Tiago Sousa, Joana Cordeiro, Mafalda Mourato, Mariana Pires e Rita Rebelo pelas longas horas a elaborar a tese na sua companhia e por terem sempre uma palavra de incentivo.

A todos os que de forma direta ou indireta contribuíram para a realização desta dissertação.

RESUMO

Introdução: As resinas compostas estão em contínuo desenvolvimento e apresentam uma oferta diversificada. Assim, é fundamental caracterizá-las, de modo a conhecer as suas propriedades mecânicas com o intuito de facilitar o processo de seleção das resinas compostas por parte do médico dentista.

Objetivo: Avaliar *in vitro* a microdureza de oito resinas compostas comerciais: seis nanohíbridas e duas microhíbridas.

Materiais e Métodos: Foram testadas 8 resinas compostas: duas microhíbridas (XRV Herculite® Esmalte e XRV Herculite® Dentina) e seis nanohíbridas (IPS Empress® Direct Esmalte e IPS Empress® Direct Dentina; Herculite® XRV Ultra Esmalte e Herculite® XRV Ultra Dentina; Enamel Plus HRi® Esmalte e Enamel Plus HRi® Dentina). Foram preparadas 10 amostras de cada tipo de compósito e, posteriormente, colocadas na estufa a 37°C durante pelo menos 24 horas. Após esse período todas as amostras foram submetidas ao teste de microdureza Knoop. Os dados foram analisados recorrendo ao teste One-Way ANOVA, seguido do teste post-hoc de Scheffé, para um grau de confiança de 95%.

Resultados: Apesar de todos os grupos apresentarem valores diferentes entre si, só existem diferenças estatisticamente significativas entre o Enamel Plus HRi® dentina e os compósitos Herculite® XRV Ultra dentina, XRV Herculite® esmalte, Herculite® XRV Ultra esmalte, Enamel Plus Hri® esmalte, IPS Empress® Direct esmalte e IPS Empress® Direct dentina.

Conclusão: A resina composta que apresentou valores de microdureza mais elevados foi o Enamel Plus HRi® dentina. São necessários mais estudos comparativos das resinas compostas dentina e esmalte das diferentes marcas comerciais.

Palavras-chave: Resinas Compostas, Microhíbrido, Nanohíbrido, Microdureza.

ABSTRACT

Introduction: Composite resins are in constant development and feature a diverse offering. Thus, it is crucial to characterize them, in order to know their mechanical properties and simplify the selection process of the composites by the dentist.

Purpose: To analyze, through an *in vitro* study, the microhardness of 8 composite resins: six nanohybrid and two microhybrid.

Materials and Methods: Eight composite resins were tested: two microhybrid (XRV Herculite® Enamel e XRV Herculite® Dentin) e six nanohybrid (IPS Empress ® Direct Enamel e IPS Empress ® Direct Dentin; Herculite ® XRV Ultra Enamel e Herculite ® XRV Ultra Dentin; Enamel Plus HRi® Enamel e Enamel Plus HRi® Dentin). Ten specimens were prepared for each composite. All the specimens were kept and stored in 37° C for 24 hours and later tested with the Knoop microhardness test. The data were analysed according to One-Way ANOVA and Scheffé post-hoc test, with a confidence level of 95%.

Results: Although all groups showed values different from each other, only statistically significant differences were found between Enamel Plus HRi® dentin and the resin composites Herculite® XRV Ultra dentin, XRV Herculite® enamel, Herculite® XRV Ultra enamel, Enamel Plus Hri® enamel, IPS Empress® Direct enamel e IPS Empress® Direct dentin.

Conclusion: The composite resin that showed the highest microhardness was Enamel Plus Hri® dentin. More studies are needed to compare different commercial brands of enamel and dentin composites.

Keywords: Composite resins, Microhybrid, Nanohybrid and Microhardness

ÍNDICE GERAL

| | |
|---|------|
| AGRADECIMENTOS..... | iii |
| RESUMO..... | iv |
| ABSTRACT..... | v |
| ABREVIATURAS..... | viii |
| 1. INTRODUÇÃO..... | 1 |
| 2. OBJETIVOS..... | 2 |
| 3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA..... | 3 |
| 3.1 Resinas compostas..... | 3 |
| 3.1.1 Classificação..... | 8 |
| 3.2 Tipos de resinas compostas..... | 8 |
| 3.2.1 Resinas compostas macroparticuladas..... | 9 |
| 3.2.2 Resinas compostas microparticuladas..... | 9 |
| 3.2.3 Resinas compostas híbridas..... | 10 |
| 3.2.3.1 Resinas compostas microhíbridas..... | 10 |
| 3.2.3.2 Resinas compostas nanohíbridas..... | 11 |
| 3.2.4 Resinas compostas nanoparticuladas..... | 11 |
| 3.3 Propriedades das Resinas Compostas..... | 12 |
| 3.3.1 Propriedades mecânicas..... | 12 |
| 3.3.1.1 Microdureza..... | 12 |
| 4. MATERIAIS E MÉTODOS..... | 14 |
| 4.1 Preparação das amostras..... | 14 |
| 4.1.1 Resinas Compostas utilizadas..... | 14 |
| 4.1.2 Protocolo..... | 14 |
| 4.2 Análise da microdureza com o teste de Knoop..... | 16 |
| 4.3 Análise Estatística..... | 17 |
| 5. RESULTADOS..... | 18 |
| 5.1 Estatística Descritiva..... | 18 |
| 6. DISCUSSÃO..... | 21 |
| 7. CONCLUSÃO..... | 27 |
| 8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | ix |
| 9. ANEXOS..... | xvi |
| I – Fotografias de materiais e dispositivos utilizados..... | xvi |
| II – Fotografias de Knoop..... | xx |
| III – Tabelas..... | xxiv |
| IV – Gráficos..... | xxv |
| V – Instruções dos fabricantes..... | xxix |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1 - Uma perspectiva na evolução das resinas compostas..... | 4 |
| Figura 2 - Desenvolvimento cronológico das resinas compostas baseado nas modificações das partículas de carga inorgânica..... | 8 |
| Figura 3 - Geometria do edentador Knoop e respetiva edentação..... | 13 |
| Figura 4 - Molde de plástico..... | 14 |
| Figura 5 e 6 – Colocação da resina composta num único incremento..... | 15 |
| Figura 7 – Compósito coberto com uma matriz de acetato..... | 15 |
| Figura 8 – Colocação da placa de vidro..... | 15 |
| Figura 9 – Fotopolimerização das amostras..... | 16 |
| Figura 10 – Medição da intensidade de energia luminosa..... | 16 |
| Figura 11 – Teste de microdureza Knoop..... | 16 |

ÍNDICE DE TABELAS

| | |
|--|----|
| Tabela 1 - Classificação de resinas compostas diretas..... | 8 |
| Tabela 2 - Características das resinas compostas utilizadas..... | 14 |
| Tabela 3 – Teste ANOVA..... | 17 |
| Tabela 4 – Média e desvio padrão da análise da microdureza (KHN)..... | 18 |
| Tabela 5 - Teste <i>post-hoc</i> de Scheffé..... | 19 |

ÍNDICE DE GRÁFICOS

| | |
|---|----|
| Gráfico 1 - Distribuição dos valores de microdureza (KHN) dos 8 grupos experimentais..... | 19 |
| Gráfico 2 - Distribuição dos valores de microdureza (KHN) dos 8 grupos experimentais, com identificação dos subconjuntos homogêneos..... | 20 |

ABREVIATURAS

°C – graus celsius

% - por cento

Ba - Bário

Bis-GMA – Bisfenol-a-glicidildimetacrilato

cm²- Centímetro quadrado

d- comprimento da edentação

Et al. - et alli

F – representa a carga

g – grama

h – hora

ISO – *International Organization for Standardization*

KHN – número de dureza Knoop

mL – mililitros

mW – miliwatts

N - Newtons

nm – nanómetro

PPRF – partículas pré-polimerizadas de resina

SPSS – *Statistical Package for the Social Sciences*

Sr- estrôncio

TEGDMA – tetratilenoglicol dimetacrilato

UDMA – uretano dimetacrilato

USA – United States of America

Zr - Zircónia

µm - micrómetro

1. INTRODUÇÃO

A Dentisteria Estética encontra-se em contínua evolução e, nos últimos anos, tem sido cada vez mais praticada em virtude dos procedimentos adesivos e do desenvolvimento de materiais restauradores que buscam a reprodução das características naturais das estruturas dentárias (Dietschi *et al.*, 1996).

A reprodução de características dos dentes naturais, mais especificamente da cor e forma, sempre foi um dos objetivos das técnicas e dos materiais restauradores. Deste modo, a procura de um material de restauração direta com características ópticas semelhantes à estrutura dentária culminou no desenvolvimento das resinas compostas atuais (Júnior *et al.*, 2011).

Para além disso, uma das preocupações da Dentisteria Restauradora sempre foi a de encontrar um material que, além de restabelecer a função, apresentasse uma adequada resistência à abrasão, boa adaptação marginal e biocompatibilidade (Anusavice, 2003).

Atualmente tem-se observado um aumento do número de restaurações estéticas em resina composta. Para acompanhar este fenómeno, novas resinas compostas têm sido desenvolvidas para obter um comportamento quer a nível estético, quer a nível mecânico, mais semelhante à estrutura dentária. Assim, verifica-se a existência de uma grande variabilidade de produtos e, por isso, o médico dentista encontra dificuldades em selecionar corretamente o tipo de resina composta mais adequada para cada situação clínica. Deste modo é importante caracterizar corretamente os materiais dentários a fim de facilitar o procedimento de seleção do material (Costa *et al.*, 2009).

A análise das propriedades mecânicas das resinas compostas é um importante fator na caracterização desses materiais, principalmente quando se pretende utilizá-los em dentes posteriores. Entre essas propriedades, a que mais influi clinicamente na durabilidade de uma restauração é a dureza. A dureza é considerada um indicativo indireto da resistência do material ao desgaste na cavidade oral (Tantjibirojn *et al.*, 2003).

Assim, com o crescente aumento da oferta de resinas compostas no mercado torna-se premente avaliar a microdureza das resinas compostas de modo a caracterizá-las, para que o clínico, no momento da sua seleção, o possa fazer de forma informada e consciente.

Perante esta realidade, este estudo teve como objetivo a análise da microdureza de oito resinas compostas comerciais, seis nanohíbridas e duas microhíbridas.

2. OBJETIVOS

Avaliar *in vitro* a microdureza de oito resinas compostas comerciais: seis nanohíbridas e duas microhíbridas.

Objetivos específicos:

- a) Investigar a microdureza de oito resinas compostas comerciais, seis nanohíbridas e duas microhíbridas, e compará-las, através do teste de Knoop.
- b) Comparar a microdureza da resina composta esmalte e dentina dentro de cada marca comercial, através do teste de Knoop.
- c) Comparar as resinas compostas de esmalte, das quatro marcas comerciais entre si, através do teste de Knoop.
- d) Comparar as resinas compostas de dentina, das quatro marcas comerciais entre si, através do teste de Knoop.

As hipóteses nulas testadas neste estudo são as seguintes:

- 1. Não existem diferenças nos valores de microdureza quando se comparam resinas compostas esmalte e dentina da mesma marca comercial.
- 2. Não existem diferenças nos valores de microdureza quando se comparam resinas compostas de dentina, das quatro marcas comerciais.
- 3. Não existem diferenças nos valores de microdureza quando se comparam resinas compostas de esmalte, das quatro marcas comerciais.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O conhecimento das propriedades físicas e mecânicas dos tecidos dentários é crucial para perceber e relacionar o comportamento clínico das restaurações dentárias com a estrutura dentária saudável (Meredith *et al.*, 1996). Dentro das propriedades físicas e mecânicas, as que apresentam maior relevância são o módulo de elasticidade, a resistência e a dureza (Anusavice, 2003) pois são as propriedades que expressam a resistência do material às forças oclusais (El-Safty S *et al.*, 2012).

O esmalte é o tecido mais mineralizado do corpo humano, sendo que o seu peso consiste em 96% de mineral, 1% de matéria orgânica e 3% de água. A dentina é constituída por uma maior quantidade de tecido orgânico, o que a torna mais permeável. O seu peso é composto por aproximadamente 70% de minerais, 18% de matéria orgânica e 12% de água (Berkovitz *et al.*, 1978). O componente inorgânico principal, tanto do esmalte como da dentina, é a hidroxiapatite (Nicholson, 2006).

Os materiais restauradores devem apresentar propriedades físicas semelhantes às dos tecidos dentários duros. Devem também ser insípidos e biocompatíveis. Para além disso, a resistência ao desgaste e o efeito sobre o dente antagonista devem ser semelhantes aos do esmalte. Adicionalmente devem ser de fácil manuseamento e polimento, bem como facilmente distinguidos do tecido dentário duro na radiografia (Zimmerli *et al.*, 2010).

As propriedades das restaurações estão dependentes da formulação do material, da extensão de polimerização e da técnica de colocação. Estes dois últimos itens estão dependentes do controlo do clínico, e a escolha do material deverá ter em consideração a existência de dentes oponentes e adjacentes (Ferracane *et al.*, 2013).

3.1 Resinas compostas

As resinas compostas surgiram, pela primeira vez, na medicina dentária há mais de 50 anos e desde então a sua composição evoluiu significativamente (Ferracane *et al.*, 2011). Em 1955, Buonocore utilizou ácido ortofosfórico para promover a adesão da resina acrílica à superfície do esmalte (García *et al.*, 2006). Em 1963, Bowen introduziu o sistema de Bis-GMA reforçado, melhorando a resistência destes materiais. As primeiras formulações destes materiais demonstraram, com o tempo, baixa resistência ao desgaste, em função do tamanho e formato das partículas de carga (Neves *et al.*, 2002; Beun *et al.*, 2005). O desenvolvimento contínuo resultou em partículas de carga

com tamanhos reduzidos e uma maior incorporação de partículas de carga nas resinas compostas, aumentando a aplicabilidade das resinas compostas (Kim *et al.*, 2002; Mota *et al.*, 2006).

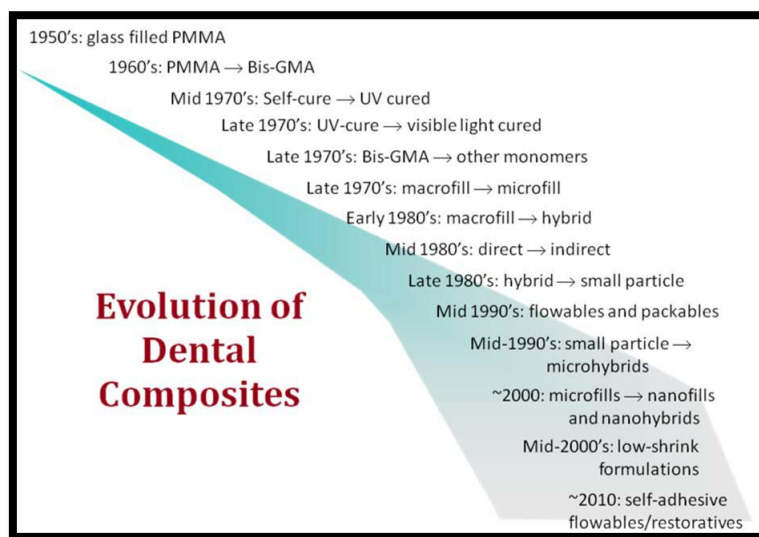


Figura 1- Uma perspectiva na evolução das resinas compostas (Adaptado de Ferracane *et al.*, 2011)

Atualmente, a utilização de resinas compostas superou a da amálgama. As principais razões para esta mudança foram a crescente necessidade estética, os procedimentos de adesão e as restrições impostas à amálgama por esta conter mercúrio (Mota *et al.*, 2006; Ferracane *et al.*, 2013). Têm inúmeras aplicações na Medicina Dentária, tais como: materiais de restauração, *liners*, selantes de fissura, núcleos, *inlays*, *onlays*, coroas, restaurações provisórias, cimentos, próteses unitárias ou múltiplas, dispositivos ortodônticos, espigões radiculares e cimentos endodônticos.

Em Dentisteria Estética, tornaram-se um material de eleição, devido à sua resistência adequada, excelente estética, capacidade de aderir ao esmalte e custo moderado quando comparadas com a cerâmica (Neves *et al.*, 2002; Mota *et al.*, 2006).

As propriedades físicas, mecânicas e estéticas, bem como o seu comportamento clínico dependem da sua estrutura (Hervás-García *et al.*, 2006).

As resinas compostas são constituídas por quatro componentes estruturais principais: matriz, partículas de carga, agente de união e um sistema iniciador-ativador (Hervás-García *et al.*, 2006; Blackham *et al.*, 2009; Chen *et al.*, 2010).

Matriz

A matriz consiste num material resinoso plástico que forma uma fase contínua e se une às partículas de carga (Anusavice, 2003). A maioria das resinas compostas utilizam uma mistura de monómeros dimetacrilatos aromáticos e/ou alifáticos, como o Bisfenol A-glicidilmetacrilato (Bis-GMA), o trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA), e o uretano dimetacrilato (UDMA) (Zimmerli *et al.*, 2010).

O Bis-GMA é o monómero mais utilizado na sua confeção, formando estruturas de polímeros com um elevado número de ligações cruzadas (Anusavice, 2003; Zimmerli *et al.*, 2010).

No entanto, a molécula de Bis-GMA apresenta uma elevada viscosidade, o que dificulta a sua manipulação (Chen *et al.*, 2010). Assim, é necessária a utilização de monómeros com um menor peso molecular para diluir o Bis-GMA de modo a conseguir inserir uma elevada quantidade de carga, criando, simultaneamente, um material restaurador com consistência adequada para uso clínico (Puckett *et al.*, 2007; Chen *et al.*, 2010). Os monómeros podem ser qualquer metacrilato fluído mas, os mais comumente utilizados são os dimetacrilatos, como o TEGDMA ou o UDMA (Hervás-García *et al.*, 2006). É de salientar que quanto mais baixo for o teor de Bis-GMA e maior a proporção de TEGDMA, maior será a contração de polimerização. (Zimmerli *et al.*, 2010).

Partículas de Carga

As partículas de carga utilizadas apresentam diferentes morfologias, composições químicas e dimensões. As principais partículas de carga são o dióxido de silício, silicato de boro e silicato de alumínio (Hervas-García *et al.*, 2006). A cerâmica, o quartzo e as partículas pré-polimerizadas de resina (PPRF) também são frequentemente utilizados, no entanto, em muitas resinas compostas, o quartzo é parcialmente substituído por partículas de metais pesados, aumentando a radiopacidade do material (Hervas-García *et al.*, 2006, Chen *et al.*, 2010).

A incorporação de partículas de carga numa matriz resinosa melhora as propriedades físicas e mecânicas do material (Bayne *et al.*, 1994; Blackham *et al.*, 2009). No entanto, as partículas de carga necessitam de estar bem unidas à matriz; caso

contrário não promoverão reforço e poderão mesmo enfraquecer o material (Anusavice, 2003; Chen *et al.*, 2010).

O aumento na quantidade das partículas de carga proporciona:

1. Reforço da matriz, resultando no aumento da dureza, da rigidez, da resistência à compressão, da resistência à tração, da resistência à abrasão e na diminuição do desgaste (Ikejima, 2003; Beun *et al.*, 2005; Ribeiro *et al.*, 2008);
2. Redução da expansão e contração térmica (Ferracane *et al.*, 1995; Hervas-García *et al.*, 2006);
3. Redução da contração de polimerização (Kim *et al.*, 2002);
4. Redução da absorção de água e da pigmentação (Ferracane *et al.*, 1995);
5. Aumento da radiopacidade através da incorporação de metais pesados como estrôncio (Sr), Bário (Ba) e zircónia (Zr) (Hervas-García *et al.*, 2006);
6. Melhoria da estética (Anusavice, 2003).

As resinas compostas são classificadas consoante o tamanho médio das partículas de carga encontradas em maior número. O seu tamanho, distribuição e concentração também determinam as propriedades e as aplicações clínicas das resinas compostas (Chung *et al.*, 1990).

No total, as partículas de carga inorgânica ocupam 60 a 70% do volume, ou 50 a 85% do peso de uma resina composta (Anusavice, 2003). Para incorporar uma quantidade máxima de carga na matriz resinosa é necessário incorporar partículas de carga de vários tamanhos, pois se for utilizado um tamanho uniforme, mesmo que estas estejam bem compactadas, irá existir sempre espaço livre entre elas (Zimmerli *et al.*, 2010).

Partículas de carga de menores dimensões permitem um melhor acabamento, que pode ser observado na sua textura de superfície, reduzindo a probabilidade de biodegradação da resina ao longo do tempo. Para além disso, este tipo de partículas permitem também menor contração de polimerização e menor deflexão. Contudo, partículas de carga de menores dimensões não permitem uma reflexão da luz. Assim, é necessário combinar com partículas de carga com um diâmetro superior para melhorar o desempenho ótico das resinas (Hervas-García *et al.*, 2006).

Agentes de união

As propriedades das resinas compostas são também influenciadas por uma adesão estável entre as partículas de carga e a matriz. (Zimmerli *et al.*, 2010; Chen *et al.*, 2010). Para isso, foram introduzidos agentes de união, cuja função é unir as partículas de carga à matriz. Estes agentes devem apresentar características tanto das partículas de carga como da matriz (Ferracane *et al.*, 1995; Zimmerli *et al.*, 2010).

O agente de união mais utilizado é o silano e é constituído por grupos de silanol (Si-OH) numa extremidade e grupos metacrilato (contendo ligações C=C) na outra extremidade (Garcia *et al.*, 2006). Logo, estas moléculas são capazes de formar ligações covalentes com os grupos de silicone-oxigénio das partículas de cargas e com os grupos metacrilato da matriz de resina (Chen *et al.*, 2010).

A adesão entre os componentes da matriz e as partículas de carga pode ser degradada pela absorção de água dos compósitos (Scougall-Vilchis *et al.*, 2009).

Sistema iniciador-ativador

É essencial um grau de polimerização elevado para que as resinas compostas possuam as propriedades físicas desejadas e biocompatibilidade (Marovic *et al.*, 2012).

O sistema iniciador-ativador envolve os componentes responsáveis pela reação de polimerização. Nos materiais de polimerização química, a reação inicia-se com a mistura de duas pastas, uma contendo o acelerador (amina orgânica) e a outra, o iniciador (peróxido orgânico). Nos materiais fotopolimerizáveis, o acelerador e o iniciador estão presentes na mesma pasta, porém a reação só se inicia quando o iniciador é estimulado por luz de um comprimento de onda específico (Cramer *et al.*, 2011). O foto-iniciador mais comumente utilizado é a canforoquinona, que tem o seu pico de absorção no comprimento de onda de 470 nm (Craig *et al.*, 2004).

As resinas compostas para restaurações diretas utilizam apenas radicais livres ativados quimicamente, por luz ou uma combinação das duas (Anusavice, 2003).

Componentes Secundários

As resinas compostas possuem ainda outros componentes tais como inibidores, opacificadores e corantes (Schneider *et al.*, 2008).

O inibidor mais frequentemente utilizado é o Hidroxitolueno e a sua função é minimizar a polimerização espontânea dos monómeros. Os opacificadores, tal como o Dióxido de Titânio e o Óxido de Alumínio, permitem reproduzir a translucidez natural do dente. Os óxidos metálicos, utilizados como corantes, permitem a reprodução da cor do dente natural (Anusavice, 2003; Bala *et al.*, 2005; Schneider *et al.*, 2008)

3.1.1 Classificação

Atualmente, as resinas compostas podem ser classificadas de acordo com o tamanho das partículas inorgânicas nelas incorporadas (Hervas-García *et al.*, 2006; Ferracane *et al.*, 2011).

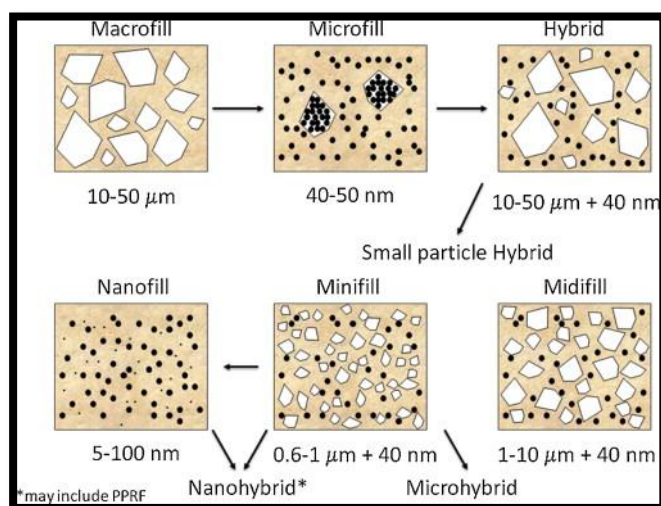


Figura 2 – Desenvolvimento cronológico das resinas compostas baseado nas modificações das partículas de carga inorgânica (Adaptado de Ferracane *et al.*, 2011).

3.2 Tipos de resinas compostas

As resinas compostas podem ser classificadas em função das características das partículas de carga e, nomeadamente, do seu tamanho (Puckett *et al.*, 2007).

| Classificação Compósitos | Peso % | Volume % | Diminuição Volume % | Tamanho médio das partículas (µm) |
|--------------------------|--------|----------|---------------------|--------------------------------------|
| Microparticulado | 35-80 | 20-59 | 2-3 | 0,04-0,75 |
| Híbrido | 74-87 | 57-72 | 1,6-4,7 | 0,2-0,3 |
| Nanohíbrido | 72-87 | 58-71 | 2,0-3,4 | 0,4-0,9 (micro) 0,015-0,05 (nano) |

Tabela 1 – Classificação de resinas compostas diretas (Adaptado de Puckett *et al.*, 2007).

3.2.1 Resinas Compostas Macroparticuladas

As resinas compostas macroparticuladas, também denominadas resinas compostas tradicionais, apresentam partículas de carga de maiores dimensões comparativamente às outras resinas (Anusavice, 2003). As partículas de carga incorporadas nestes materiais são denominadas de macropartículas, as quais são obtidas a partir do quartzo, vidro, sílica amorfa ou cerâmica. Têm forma irregular, tamanho entre 1-100 μm e tamanho médio de 1-5 μm (Ekworapoj *et al.*, 2002).

A principal desvantagem clínica destas resinas é a rugosidade superficial, proveniente do desgaste abrasivo da matriz, o que promove a exposição das partículas de carga. Com o decorrer do tempo, a superfície vai-se tornando áspera, com consequente descoloração (Ferracane, 2011).

A fratura de restaurações não é comum, mesmo quando sujeitas a grandes tensões mastigatórias, como nas cavidades classe II. Contudo, a baixa resistência ao desgaste oclusal é um problema clínico, que faz com que estas resinas sejam inferiores aos materiais especificamente designados como resinas compostas para dentes posteriores (Anusavice, 2003).

3.2.2. Resinas Compostas Microparticuladas

As resinas compostas microparticuladas foram desenvolvidas com o intuito de apresentarem melhores propriedades estéticas, uma maior facilidade de polimento e a manutenção da superfície lisa e brilhante ao longo do tempo (Illie & Hickel, 2011).

Foram assim denominadas por conterem partículas microscópicas, contudo, o seu nome foi erradamente atribuído na altura em que surgiram, pois o tamanho das partículas reforçadas de sílica esferoidal amorfa, que neles se encontravam, rondava os 40 nm (Ferracane, 2011).

A quantidade de partículas de carga encontradas nestes materiais é baixa (Ferracane, 2011). No entanto, para maximizar a quantidade de carga e minimizar a viscosidade foram adicionadas partículas pré-polimerizadas de resina (PPRF), com tamanho compreendido entre 0,04 μm e 0,4 μm (Mitra *et al.*, 2003).

As propriedades mecânicas, tais como a resistência e a rigidez são geralmente inferiores com as resinas compostas microparticuladas, porque o teor total de partículas de carga permanece baixo (Puckett *et al.*, 2007; Blackham *et al.*, 2009). A sua absorção

de água é elevada, o que leva a uma solubilização da matriz e uma maior facilidade de ocorrerem falhas na integridade marginal das restaurações (Raptis *et al.*, 1979).

Apesar disso, são amplamente utilizadas, principalmente em restaurações estéticas de dentes anteriores que estão sujeitas a baixas tensões, uma vez que apresentam baixos valores de resistência à flexão, de módulo de elasticidade e de resistência à compressão, quando comparados com outros tipos de resinas compostas (Illie & Hickel, 2011). Diversos estudos atribuem as falhas destas resinas às situações de elevado *stress* oclusal e às fracas ligações entre as partículas orgânicas (Beun *et al.*, 2007; Illie & Hickel, 2011).

3.2.3 Resinas Compostas Híbridas

As resinas compostas híbridas foram desenvolvidas com o objetivo de obter uma superfície ainda mais lisa do que a conseguida pelas microparticuladas, mantendo as suas propriedades desejáveis (Garcia *et al.*, 2005).

As resinas compostas híbridas apresentam, simultaneamente, partículas de carga de menores dimensões e partículas maiores. As propriedades físicas e mecânicas, tais como resistência à tração, resistência à compressão e resistência à fratura, destes sistemas são, geralmente, superiores às das resinas compostas microparticuladas (Beun *et al.*, 2007; Garoushi *et al.*, 2011). A melhoria das propriedades físicas e mecânicas comparativamente aos compósitos microparticulados deve-se ao facto dos compósitos híbridos apresentarem uma maior quantidade de partículas de carga (Blackham *et al.*, 2009).

3.2.3.1 Resinas Compostas Microhíbridas

As resinas compostas microhíbridas foram criadas devido à necessidade de desenvolver resinas compostas com melhores propriedades mecânicas (Ferracane, 2011). Assim, o tamanho das partículas de carga foi reduzido, apresentando dimensões entre os 0,6 e 1 μm (Bayne *et al.*, 1994).

Estes materiais podem ser utilizados tanto em restaurações posteriores, como em restaurações anteriores devido às suas propriedades mecânicas, estéticas e à sua capacidade de polimento (Ferracane, 2011).

As resinas compostas microhíbridas apresentam uma boa capacidade de polimento e de obtenção de texturas semelhantes ao dente, resistência à abrasão e ao desgaste semelhante à estrutura dentária e coeficientes de expansão térmica semelhante ao do dente (Palin *et al.*, 2005)

3.2.3.2 Resinas Compostas Nanohíbridas

O desenvolvimento dos nanocompósitos, contendo apenas partículas inorgânicas na ordem dos nanômetros, consiste na mais recente inovação no campo das resinas compostas (Ferracane, 2011).

As resinas compostas nanohíbridas contêm partículas de carga de tamanho muito reduzido (0,005-0,01 μm) e partículas de tamanho superior (1-4 μm) (Beun *et al.*, 2007; Puckett *et al.*, 2007).

O desenvolvimento destes materiais procura a obtenção de uma resina que possa ser utilizada em todas as regiões, quer posteriores quer anteriores, que apresente boas qualidades estéticas e de polimento e excelentes propriedades mecânicas, adequadas a um material restaurador para zonas de grande *stress* mastigatório (típico dos híbridos) (Mitra *et al.*, 2003). Outras melhorias descritas nestes materiais consistem numa alta resistência ao desgaste (Yap *et al.*, 2004; Puckett *et al.*, 2007), reduzida contração de polimerização (Chen *et al.*, 2006) e melhores propriedades ópticas (Mitra *et al.*, 2003).

3.2.4 – Resinas compostas Nanoparticuladas

As resinas compostas nanoparticuladas contêm nanopartículas e pequenos aglomerados destas, *nanoclusters*, que providenciam um mecanismo de reforço distinto quando comparado com os nanohíbridos e microparticulados, resultando em melhores propriedades (Curtis *et al.*, 2009a).

A principal alteração nestes compósitos consiste na redução do tamanho das partículas inorgânicas, possibilitando a incorporação de um maior número destas partículas, o que permite uma redução da matriz orgânica e consequentemente, da contração de polimerização (Moszner & Saltz, 2001).

Permitem ainda um melhoramento ao nível de resistência à tensão, resistência à compressão, resistência à fratura, dureza, módulo de elasticidade e resistência à flexão (Karabela & Sideridou, 2011)

As propriedades ópticas também são melhoradas uma vez que as partículas, cujo diâmetro representa uma fração do comprimento de luz visível (0,4-0,8 μ m), são invisíveis para o olho humano (Beun *et al.*, 2007). Este tipo de resina composta é representado pelo Filtek Supreme XT (3M ESPE, St. Paul, USA) (Júnior *et al.*, 2011).

3.3 Propriedades das resinas compostas

3.3.1 Propriedades mecânicas

As resinas compostas atuais apresentam propriedades mecânicas adequadas para a sua utilização tanto em dentes anteriores como em dentes posteriores (Ferracane *et al.*, 2011).

As resinas compostas possuem resistência à flexão e à tração semelhantes à da amálgama; contudo o seu módulo de elasticidade é bastante mais baixo. Consequentemente, podem ocorrer deformações e alterações dimensionais nas superfícies oclusais sujeitas a elevado *stress* mecânico, originando um maior desgaste oclusal (Ferracane *et al.*, 2011).

A resistência ao desgaste é uma propriedade limitante para resinas compostas com contatos oclusais pesados. As parafunções são fatores preponderantes na escolha dos compósitos, especialmente em dentes posteriores (Ferracane *et al.*, 2013).

3.3.1.2 Microdureza

A dureza pode ser amplamente definida como a resistência à edentação ou à penetração permanente da superfície e é uma das propriedades mais importantes para comparação dos materiais restauradores (Tantbijorn *et al.*, 2003; Yap *et al.*, 2004; Marovic *et al.*, 2012). Assim, a dureza é a medida da resistência à deformação plástica e é mensurada como a força por unidade de área de edentação (Manhart *et al.*, 2001; Craig *et al.*, 2004).

A dureza é um indicativo da facilidade de acabamento de um material e da sua resistência à abrasão (Yap *et al.*, 2004; Marovic *et al.*, 2012; Ferracane *et al.*, 2013). O acabamento e o polimento de uma estrutura são importantes por motivos estéticos e os riscos podem comprometer a resistência à fadiga e levar a falha prematura (Craig *et al.*, 2004).

Alguns dos métodos mais comuns para testar a dureza dos materiais restauradores são Brinell, Knoop, Vickers, Rockwell e Barcol. Os vários testes de dureza diferem no material que produz a edentação, na geometria e na carga (Craig *et al.*, 2004).

O teste de Knoop foi desenvolvido devido à necessidade de um teste de microedentação. Neste teste, é aplicada uma carga a um instrumento edentador de diamante com formato de pirâmide e é medido o comprimento da maior diagonal da edentação resultante no material (Craig *et al.*, 2004).

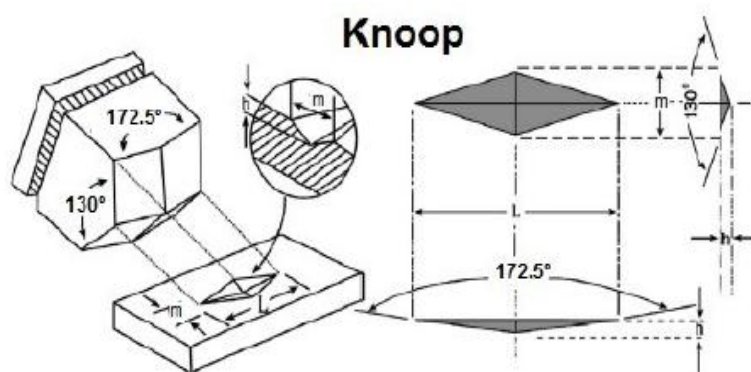


Figura 3 – Geometria do edentador Knoop e respectiva edentação (Adaptado de Güder *et al.*, 2011).

Uma das principais vantagens deste método é que os materiais com maior variação de dureza podem ser testados alterando apenas a carga do teste (Riester *et al.*, 2000). A principal desvantagem consiste na necessidade de um espécimen de teste polido e plano, e de ser necessário algum tempo para completar o procedimento (Craig *et al.*, 2004).

É desejável que os materiais utilizados para as restaurações tenham a mesma microdureza que os tecidos dentários. Em diversos estudos observou-se que o esmalte apresenta maiores valores de microdureza do que a dentina (Meredith *et al.*, 1996; Attin *et al.*, 1997; Mahoney *et al.*, 2000). Os valores de dureza Knoop citados na literatura para o esmalte variam entre 272-440 KHN e para a dentina variam entre 50-70 KHN. Este facto pode ser justificado por o esmalte possuir maior conteúdo mineral do que a dentina (Meredith *et al.*, 1996).

A dureza Knoop das resinas compostas híbridas é tipicamente maior do que a das resinas compostas microparticuladas, devido à maior quantidade de partículas de cargas que estas resinas possuem (Blackham *et al.*, 2009).

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Preparação das amostras

4.1.1 Resinas compostas utilizadas

Para a realização do trabalho experimental foram selecionadas oito resinas composta, seis nanohíbridas e duas microhíbridas, conforme a Tabela 1.

| Nome | Fabricante | Classificação | Cor | Composição | Tamanho das partículas | Conteúdo de carga inorgânica |
|--------------------------------|---|---------------|-----|---|---|--------------------------------|
| IPS Empress® Direct (esmalte) | Ivoclar Vivadent, Schaan; Liechtenstein | Nanohíbrido | A2 | Matriz: Bis-GMA, TEGDMA, UDMA Filler: vidro Ba-Al-B-Si, vidro Ba, mixed oxide (MO) | vidro Ba-Al-B-Si, vidro Ba :0,4 µm | 78,1% em peso |
| IPS Empress® Direct (dentina) | Ivoclar Vivadent, Schaan; Liechtenstein | Nanohíbrido | A2 | Matriz: Bis-GMA, TEGDMA, UDMA Filler: vidro Ba-Al-B-Si, vidro Ba, mixed oxide (MO) | vidro Ba-Al-B-Si, vidro Ba :0,7 µm Contém PRPs | 50,2% em peso |
| Herculite® XRV Ultra (esmalte) | Kerr Italia, Scafati; Itália | Nanohíbrido | A2 | Matriz: Bis-GMA, TEGDMA Filler: vidro Ba-Al-B-Si, SiO ₂ | Ba-Al-B-Si: 0,4µm SiO ₂ : 50nm | 75% em peso e 55,7% por volume |
| Herculite® XRV Ultra (dentina) | Kerr Italia, Scafati; Itália | Nanohíbrido | A2 | Matriz: Bis-GMA, TEGDMA Filler: vidro Ba-Al-B-Si, SiO ₂ | Ba-Al-B-Si: 0,4µm SiO ₂ : 50nm | 75% em peso e 55,7% por volume |
| Enamel Plus HRi® (esmalte) | GDF GmbH, Rosbach; Alemanha | Nanohíbrido | UE2 | Matriz: Bis-GMA, BDDMA Filler: vidro, ZrO ₂ | Vidro: 1,0 µm ZrO ₂ : 20 nm | 80% em peso |
| Enamel Plus HRi® (dentina) | GDF GmbH, Rosbach; Alemanha | Nanohíbrido | UD2 | Matriz: Bis-GMA, BDDMA Filler: vidro, ZrO ₂ | Vidro: 0,7 µm SiO ₂ : 0,4 µm | 75% por peso e 53% por volume |
| XRV Herculite® (esmalte) | Kerr Italia, Scafati; Itália | Microhíbrido | A2 | Matriz: Bis-GMA, TEGDMA Filler: SiO ₂ | 0,6 µm | 79% em peso e 57,5% em volume |
| XRV Herculite® (dentina) | Kerr Italia, Scafati; Itália | Microhíbrido | A2 | Matriz: Bis-GMA, TEGDMA Filler: SiO ₂ | 0,6 µm | 79% em peso e 57,5% em volume |

Tabela 2: Características das resinas compostas utilizadas (fornecido pelo fabricante).

4.1.2 Protocolo

- Foram preparadas 80 amostras, sob a forma de disco (10 discos de cada resina composta). Utilizaram-se moldes de plástico (Dentsply Maillefer, Chemin du Verger, Ballaigues, Switzerland) com 2 mm de altura.

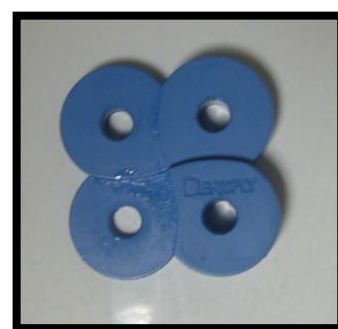


Figura 4 – Molde de plástico (Dentsply Maillefer)

2. O material foi colocado com uma espátula de inserção (figura IX, anexo I), no molde, num único incremento.

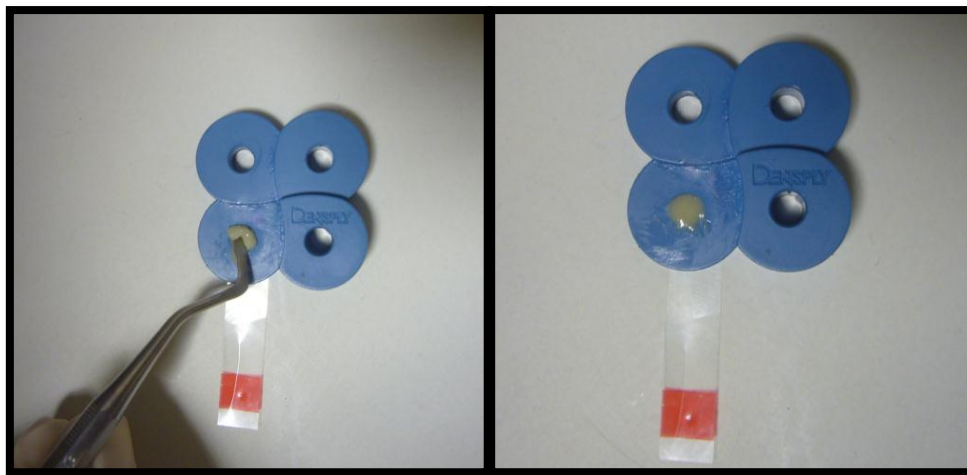


Figura 5 e 6: Colocação da resina composta num único incremento

3. Após a inserção do compósito, os moldes foram cobertos com uma matriz de acetato e, aplicada sobre ela, uma placa de vidro (figura X, anexo I). Foi feita uma ligeira pressão, para remover eventuais excessos de material da cavidade e para as duas superfícies ficarem paralelas.

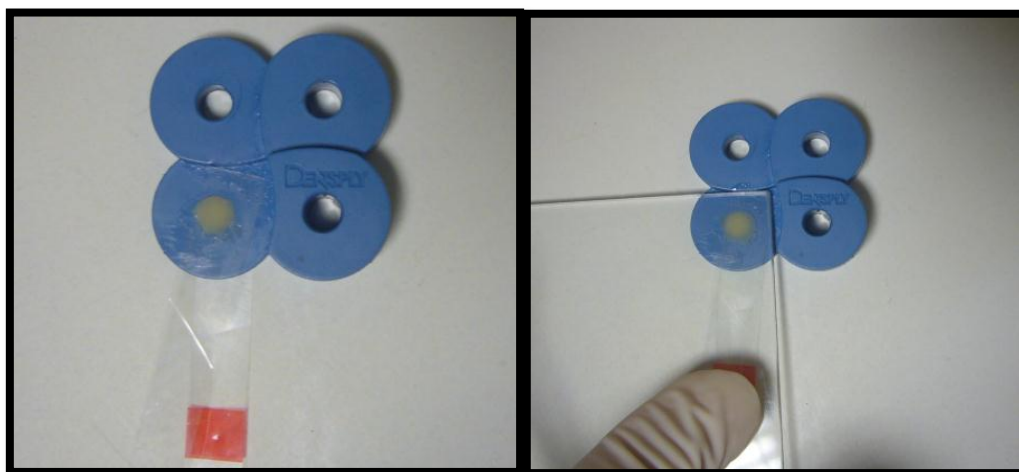


Figura 7 – Compósito coberto com uma matriz de acetato

Figura 8 – Colocação da Placa de Vidro

4. Procedeu-se à fotopolimerização, durante 40 segundos (sem qualquer distância da placa de vidro), com um fotopolimerizador Optilux Demetron (Kerr Hawe, Bioggo, Switzerland), (figura XI, anexo I) com uma intensidade de $600\text{mW}/\text{cm}^2$. A intensidade da energia luminosa foi regularmente controlada com um

radiômetro (Optilux, nº de série 127940, Demetron Research Corporation, Danbury, USA).

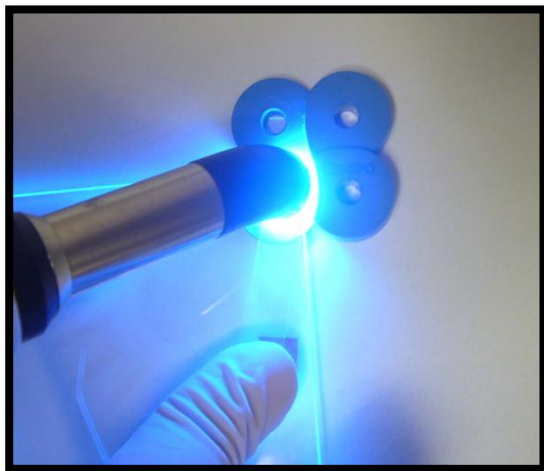


Figura 9 – Fotopolimerização das amostras



Figura 10 – Medição da intensidade de energia luminosa

5. As amostras foram imersas em 20 mL de água destilada, em compartimentos devidamente selados e identificados. Foram colocadas numa estufa seca à temperatura de 37°C durante, pelo menos, 24 horas, procurando simular as condições da cavidade oral.

4.2 Análise da Microdureza com o teste de Knoop

Foram realizadas cinco indentações na superfície superior de cada amostra recorrendo ao teste de microdureza Knoop nº de série 565587 (Duramin, Struers, A/S, DK 2750, Ballerup, Denmark), sendo aplicada uma carga de 50g durante 5 segundos.



Figura 11 - Teste de microdureza Knoop (Duramin, Struers, A/S, DK 2750, Ballerup, Denmark).

O valor de dureza knoop (KHN) é calculado através da fórmula:

$KHN = 1,451 (F/d^2)$, onde,

F representa a carga em Newtons (N)

D representa o comprimento da indentação, em mm

4.3 Análise estatística

A análise estatística foi realizada no programa de *software* SPSS 19.0 para Windows (SPSS Ins, Chicago, IL, USA).

Para verificar a existência de diferenças estatisticamente significativas entre os 8 grupos analisados, foi utilizado o teste ANOVA para um grau de confiança de 95% (Tabela 3).

| ANOVA | | | | | |
|----------------|----------------|----|-------------|-------|------|
| Valores Dureza | | | | | |
| | Sum of Squares | df | Mean Square | F | Sig. |
| Between Groups | 152623,045 | 7 | 21803,292 | 9,464 | ,000 |
| Within Groups | 165883,239 | 72 | 2303,934 | | |
| Total | 318506,285 | 79 | | | |

Tabela 3 - Teste ANOVA

A Análise ANOVA revelou existir uma diferença estatisticamente significativa ($p=0,000$) na microdureza das resinas compostas.

A comparação entre os valores das médias dos 8 grupos analisados foi efetuada recorrendo ao teste *post-hoc* de Scheffé, para assim verificar onde se encontram as diferenças estatisticamente significativas.

5. RESULTADOS

5.1 Estatística descritiva

A tabela 4 apresenta a estatística descritiva dos resultados de microdureza, com os valores médios e o desvio padrão para cada um dos grupos experimentais.

Após observação dos dados, o compósito que apresenta o valor médio mais elevado de microdureza é o o Enamel Plus Hri® dentina ($261,9160 \text{ KHN} \pm 17,14842$), e o que apresenta o valor mais baixo é o IPS Empress Direct® dentina ($110,48880 \text{ KHN} \pm 9,41571$).

Por ordem decrescente, o Enamel Plus Hri® dentina ($261,9160 \pm 17,14842$) apresenta melhor média, seguido do XRV Herculite® dentina ($181,8160 \pm 10,07422$), Herculite® XRV Ultra dentina ($173,7100 \pm 16,90272$), XRV Herculite® esmalte ($172,7340 \pm 13,15332$), Herculite® XRV Ultra esmalte ($167,8600 \pm 22,39928$), Enamel Plus Hri® esmalte ($155,1540 \pm 16,51776$), IPS Empress® Direct esmalte ($115,7880 \pm 11,20970$), IPS Empress® Direct dentina ($110,4880 \pm 9,41571$).

| Estatística descritiva | | | | | |
|---------------------------------|----|--------|--------|----------|---------------|
| Microdureza (KHN) | | | | | |
| Grupo | N | Mínimo | Máximo | Média | Desvio Padrão |
| IPS Empress ® Direct (esmalte) | 10 | 70,10 | 174,88 | 115,7880 | 11,20970 |
| IPS Empress ® Direct (dentina) | 10 | 145,90 | 42,06 | 110,4880 | 9,41571 |
| Herculite ® XRV Ultra (esmalte) | 10 | 46,78 | 318,78 | 167,8600 | 22,39928 |
| Herculite® XRV Ultra (dentina) | 10 | 91,06 | 251,40 | 173,7100 | 16,90272 |
| Enamel Plus HRi® (esmalte) | 10 | 71,34 | 226,06 | 155,1540 | 16,51776 |
| Enamel Plus HRi® (dentina) | 10 | 184,26 | 358,20 | 261,9160 | 17,14842 |
| XRV Herculite® (esmalte) | 10 | 108,94 | 254,66 | 172,7340 | 13,15332 |
| XRV Herculite® (dentina) | 10 | 140,52 | 248,06 | 181,8160 | 10,07422 |

Tabela 4 – Média e desvio padrão da análise da microdureza (KHN)

No gráfico encontra-se a distribuição dos valores de microdureza para os oito grupos experimentais.

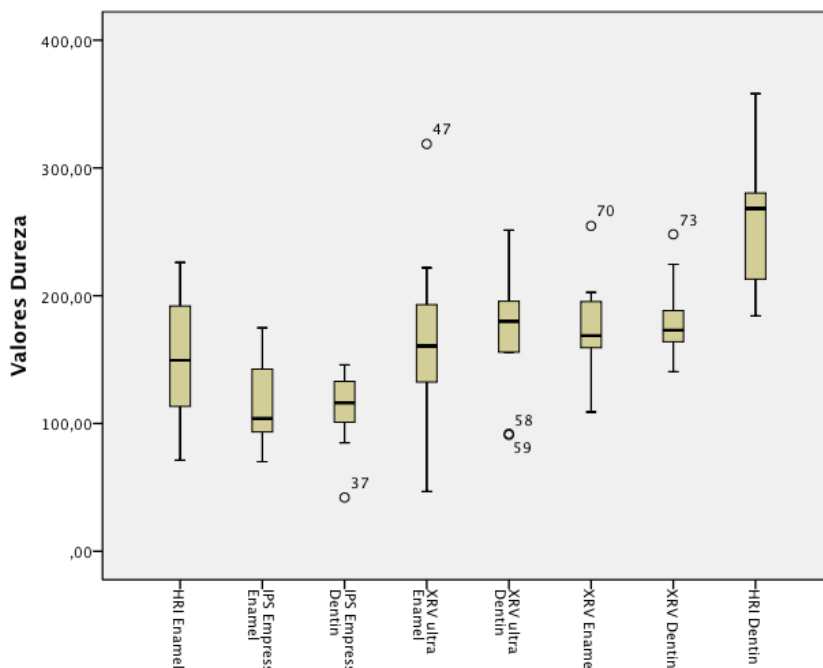


Gráfico 1 - Distribuição dos valores de microdureza (KHN) dos 8 grupos experimentais.

Após determinar a existência de diferenças estatisticamente significativas com o teste ANOVA para um grau de confiança de 95% (tabela 3), foi utilizado o teste de Scheffé para verificar entre que grupos existiam diferenças estatisticamente significativas (tabela 5).

| Compósito | IPS Empress® Direct (esmalte) | IPS Empress® Direct (dentina) | Herculite® XRV Ultra (esmalte) | Herculite® XRV Ultra (dentina) | Enamel Plus HRi® (esmalte) | Enamel Plus HRi® (dentina) | XRV Herculite® (esmalte) | XRV Herculite® (dentina) |
|--------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|----------------------------|----------------------------|--------------------------|--------------------------|
| IPS Empress® Direct (esmalte) | | 1,000 | 0,557 | 0,411 | 0,739 | 0,000 A | 0,435 | 0,239 |
| IPS Empress® Direct (dentina) | | | 0,424 | 0,293 | 0,846 | 0,000 A | 0,313 | 0,156 |
| Herculite® XRV Ultra (esmalte) | | | | 1,000 | 1,000 | 0,014 A | 1,000 | 1,000 |
| Herculite® XRV Ultra (dentina) | | | | | 0,998 | 0,028 A | 0,998 | 1,000 |
| Enamel Plus HRi® (esmalte) | | | | | | 0,003 A | 0,998 | 0,979 |
| Enamel Plus HRi® (dentina) | | | | | | | 0,025 A | 0,068 |
| XRV Herculite® (esmalte) | | | | | | | | 0,846 |
| XRV Herculite® (dentina) | | | | | | | | |

Tabela 5 - Teste *post-hoc* de Scheffé. Os valores apresentados são os valores de p-value. Os p-value com a letra A são estatisticamente diferentes para $p < 0,05$.

No gráfico 2 os dados estão agrupados de acordo com os resultados do teste *post-hoc* de Scheffé, demonstrando quais os subconjuntos que apresentam resultados homogêneos entre si.

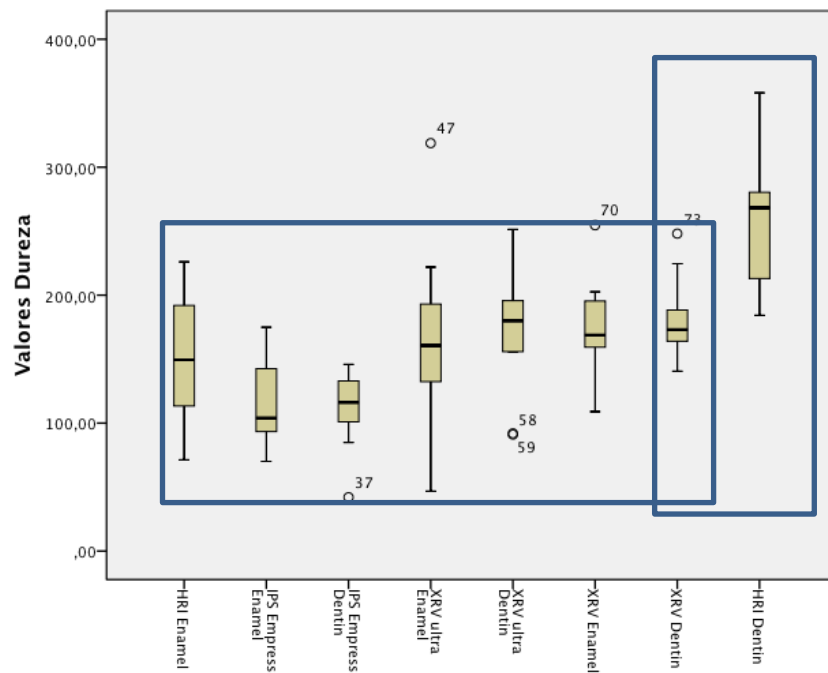


Gráfico 2 - Distribuição dos valores de microdureza (KHN) dos 8 grupos experimentais, com identificação dos subconjuntos homogêneos.

6. DISCUSSÃO

Ao longo dos últimos anos as restaurações a compósito têm tido uma influência primordial na Medicina Dentária, pela preocupação crescente dos pacientes com a aparência estética do seu sorriso (Demarco *et al.*, 2009). Assim, têm sido evidentes os esforços para desenvolver resinas compostas com propriedades mecânicas ideais que permitam a sua utilização em qualquer área da boca. Para isso, tem existido um constante melhoramento destes materiais, nomeadamente no que respeita à quantidade, morfologia, distribuição, composição química e tamanho das partículas de carga inorgânicas (Hickel *et al.*, 1998; Beun *et al.*, 2007).

Consequentemente, verifica-se a existência de uma grande diversidade de resinas compostas, com diferentes propriedades mecânicas (Price *et al.*, 2002), que são necessárias considerar quando o médico dentista pretende seleccionar o material mais adequado para determinada situação clínica (Costa *et al.*, 2009). As características intrínsecas das resinas compostas, como a microdureza, são propriedades mecânicas cruciais para promover uma restauração clínica de sucesso (Erdemir *et al.*, 2012).

No presente trabalho pretendeu-se analisar a microdureza de 8 resinas compostas comerciais, seis nanohíbridas e duas microhíbridas. Após o trabalho experimental e análise estatística dos dados, foi possível rejeitar a primeira e segunda hipóteses nula e afirmar que, segundo os resultados obtidos, existem diferenças nos valores de microdureza quando se comparam as resinas esmalte e dentina da mesma marca comercial, tal como o mesmo se verifica quando se comparam resinas compostas de dentina, das quatro marcas comerciais.

Ao contrário das anteriores, a terceira hipótese nula foi validada e podemos constatar que, segundo os resultados obtidos, não existem diferenças nos valores de microdureza quando se comparam as quatro resinas compostas de esmalte, das quatro marcas comerciais.

Foi analisada a microdureza das diferentes resinas compostas porque esta é uma das características físicas mais importantes dos materiais restauradores e está relacionada com a força, limite de proporcionalidade e a capacidade de abrasão ou desgaste de um material (Briso *et al.*, 2010). Dos vários tipos de teste de dureza superficial existentes, os mais utilizados nos materiais dentários são o teste de Vickers e Knoop (Anusavice, 2003). Segundo Anusavice (2003) o teste de Vickers é mais adequado para quantificar a dureza de materiais friáveis e o teste de Knoop para materiais excessivamente duros ou

macios, devido ao formato dos edentadores. Assim, foi escolhido o teste de Knoop para esta análise porque está descrito como sendo o mais indicado para materiais poliméricos, tais como as resinas compostas (Poskus *et al.*, 2004). Devido ao formato do edentador de Knoop, após a edentação, a recuperação elástica do material afeta maioritariamente a diagonal menor do teste, e portanto os resultados obtidos são mais fidedignos do que se utilizarmos, por exemplo, o teste de Vickers, no qual a recuperação elástica afeta ambas as diagonais (Anusavice, 2003; Poskus *et al.*, 2004). Deste modo, o valor de dureza é independente da ductilidade do material testado (Anusavice, 2003).

Após a revisão da literatura existente verificou-se que a carga e o tempo aplicados no teste de Knoop apresentam grandes variações consoante os estudos, independentemente das diferentes variáveis que estão a ser testadas. Para este trabalho experimental padronizou-se uma carga de 50 g durante 5s (Alexandre *et al.*, 2006; Rodrigues *et al.*, 2007; Briso *et al.*, 2010).

Estas oito resinas compostas foram utilizadas, uma vez que se pretendia uma amostra representativa dos tipos de compósitos mais recentemente desenvolvidos e com aplicação prática em dentes anteriores e posteriores, nomeadamente microhíbridos e nanohíbridos (Ferracane, 2011).

Estes valores médios de microdureza de cada um dos grupos experimentais foram superiores aos valores de microdureza citados na literatura para a dentina (50-70KHN), contudo, foram inferiores aos valores relativos ao esmalte, os quais variam entre 272 e 440 KHN (Meredith *et al.*, 1996). Assim, este estudo sugere que estas resinas compostas podem ser utilizadas em restaurações dentárias sem que haja desgaste do esmalte dentário opoente por abrasão (Satou *et al.*, 1992; Candido, 2002).

A primeira hipótese nula foi rejeitada, uma vez que há diferença estatisticamente significativa entre o entre o Enamel Plus HRi® dentina ($261,9160 \pm 17,14842$) e os compósitos Herculite® XRV Ultra dentina, Herculite® XRV Ultra esmalte, Enamel Plus HRi® esmalte, XRV Herculite® esmalte, IPS Empress® Direct esmalte e IPS Empress® Direct dentina, o que sugere que a microdureza não é apenas afetada pelo volume/peso de partículas inorgânicas mas também pela matriz polimérica (Lee *et al.*, 2002; Mujdeci & Gokay, 2005; Scougall-Vilchis *et al.*, 2009). Os compósitos que apresentaram menores valores de microdureza foram o IPS Empress® Direct esmalte e IPS Empress® Direct dentina, o que sugere que o fato de a matriz polimérica conter UDMA pode influenciar negativamente a polimerização, devido a uma maior divergência no índice de refração entre os monómeros e partículas de carga, e

consequentemente a microdureza das resinas compostas (Ferracane, 1995). No entanto, os materiais avaliados diferem substancialmente nas suas composições orgânicas e inorgânicas, o que torna difícil a avaliação da influência destes componentes na microdureza bem como a comparação de resultados entre as marcas comerciais (Manhart *et al.*, 2000; Ersoy *et al.*, 2004; Pereira *et al.*, 2005).

A segunda hipótese nula também foi rejeitada, porque existe uma diferença estatisticamente significativa entre o Enamel Plus HRi® dentina e os restantes, sendo o Enamel Plus HRi® dentina superior, o que sugere que num volume de partículas de carga semelhante, um aumento do tamanho das partículas de carga diminui a superfície total de partículas e consequentemente a interface partículas de carga-matriz. Assim, ocorre uma menor dispersão da luz na interface, permitindo uma melhor polimerização das resinas compostas, aumentando a microdureza (Li *et al.*, 1985; Illie *et al.*, 2013).

O IPS Empress® Direct dentina obteve o menor resultado de microdureza ($110,4880 \pm 9,41571$). Este último compósito contém partículas pré-polimerizadas e consequentemente um menor teor de partículas de carga (50,2%), o que sugere que a incorporação de partículas de carga pré-polimerizadas diminui as propriedades mecânicas das resinas compostas, nomeadamente na microdureza (Blackham *et al.*, 2009).

Os compósitos Herculite® XRV Ultra esmalte, Herculite® XRV Ultra Dentina, Enamel Plus HRi® esmalte e Enamel Plus Hri® dentina são os que apresentam maior heterogeneidade na sua superfície devido à maior variação de tamanho das partículas de carga, o que sugere que os valores de microdureza variam de acordo com o tipo de partículas atingidas pelo edentador (Orefice *et al.*, 2006; Ulhoa *et al.*, 2007).

A terceira hipótese nula foi aceite, ou seja, não existem diferenças estatisticamente significativas entre todos os compósitos de esmalte. Estes compósitos apresentam um peso de partículas de carga semelhante (variando entre os 78,1 % e os 80%), o que sugere que resinas compostas com uma quantidade de partículas inorgânicas apresentam propriedades mecânicas, nomeadamente a microdureza, semelhantes (Oberholzer *et al.*, 2003; Willem *et al.*, 1992; Kown *et al.*, 2006; Yanikoglu *et al.*, 2009).

A análise da microdureza apresenta limitações de padronização dos testes, nomeadamente a nível da polimerização das amostras, devido a condições que variam entre laboratórios (humidade, temperatura, operador, quantidade e tipo de luz, e condições laboratoriais) e também da criação de condições que simulem o desempenho

intra-oral das resinas compostas (Huysmans *et al.*, 1996; Palin *et al.*, 2003; Walker *et al.*, 2006).

Para que a resina composta tenha um bom desempenho, não são suficientes excelentes propriedades óticas e mecânicas, se a polimerização não for o mais completa possível. A conversão dos monómeros em polímeros pode ser influenciada pelo tipo de fotopolimerizador (Pilo & Cardash, 1992), pela intensidade da luz e penetração da luz no material (Reuggberg, 1994), tempo de polimerização, opacidade e cor da resina composta e índice de refração das partículas de carga (Amaral *et al.*, 2002; Aguiar *et al.*, 2005). Se estes fatores não forem tidos em consideração, pode ocorrer um aumento da toxicidade, redução da dureza, aumento do desgaste e fraca adesão entre dente e restauração (Price *et al.*, 2002).

Relativamente ao presente estudo, a intensidade do fotopolimerizador foi regularmente controlada com um radiômetro, tal como é realizado em alguns estudos (Bala *et al.*, 2005; Ribeiro *et al.*, 2008) para assegurar que a intensidade de luz foi constante ao longo do trabalho experimental. Foi utilizada a luz halogénea, pois a literatura existente indica a obtenção de melhores resultados com a utilização deste tipo de luz (Santos, 2002; Pereira, 2005).

O tempo de polimerização escolhido foi de 40 segundos, de acordo com o estudo de Kanca, que recomendou este intervalo de tempo para uma polimerização efetiva (Kanca, 1985).

A cor, opacidade e translucidez (Burgess *et al.*, 2002; Jain & Pershing, 2003) pode ter uma influência significativa nos valores de microdureza das resinas compostas, pois pode modificar o processo de polimerização, alterando a energia que passa através da amostra consequentemente a transmissão de luz, o que resulta numa alteração da microdureza (Mandarino *et al.*, 1992; Kawaguchi *et al.*, 1994; Aguiar *et al.*, 2005; Guiraldo *et al.*, 2009). Neste estudo, optou-se por utilizar sempre a mesma cor para todas as resinas compostas dentina e esmalte da mesma marca comercial, padronizando-o, de modo a que a cor não possa ter influência nos resultados obtidos.

Outro fator que pode reduzir a microdureza das resinas compostas é a sua rugosidade de superfície. Assim, as restaurações de resina composta com uma superfície mais lisa apresentam uma maior longevidade e uma melhor estética (Scheibe *et al.*, 2009). A superfície mais lisa possível é obtida quando a resina composta é fotopolimerizada contra uma matriz de acetato (Ozel *et al.*, 2008; Scheibe *et al.*, 2009). Contudo, forma-se uma camada superficial de resina, em contacto com a matriz, que

não polimeriza quando em contato com o oxigênio. Essa camada deve ser removida, com o polimento, pois tende a diminuir a dureza superficial e a resistência ao desgaste (Scheibe *et al.*, 2009). No entanto, a quantidade de pressão exercida sobre a superfície, a orientação do polimento e o tempo gasto com cada instrumento podem afetar o resultado do polimento e, conseqüentemente, a rugosidade da superfície dos compósitos (Korkmaz *et al.*, 2008). Deste modo, para diminuir a introdução de viés neste trabalho experimental não foi realizado nenhum polimento.

Uma das limitações que pode tornar a comparação entre os estudos, de certo modo subjetiva, é a quantidade de variáveis que existem e que são difíceis de padronizar, tais como, as diferentes cargas e de tempo de edentação do teste Knoop utilizados nos diferentes estudos, a temperatura, a humidade, o operador, a quantidade e o tipo de luz e mesmo as próprias condições laboratoriais (Walker *et al.*, 2006).

Para além disso, também existem limitações quando tentamos extrapolar resultados *in vitro* para refletir o desempenho clínico de um material. Exemplo disto é o armazenamento em água durante 24 horas antes do teste, de modo a simular as condições intra-orais (Huysmans *et al.*, 1996). Para além disso, a técnica de aplicação e a perícia do operador têm uma influência significativa na longevidade e comportamento clínico das restaurações em compósito (Bayne, 2007) uma vez que, alguns fracassos inerentes às restaurações resultam de erros técnicos de manipulação e aplicação (Jokstad *et al.*, 2001; Burgess *et al.*, 2002)

Outra limitação encontrada foi a inexistência de estudos na literatura que comparem a microdureza das resinas compostas dentina e esmalte da mesma marca comercial, o que dificultou a comparação dos resultados obtidos neste trabalho laboratorial.

Para ter uma ideia mais ampla do desempenho destes materiais, quando sujeitos a forças mastigatórias, uma possível modificação neste estudo seria testar outras propriedades mecânicas dos compósitos, de modo a melhor caracterizar o comportamento mecânico dos vários tipos de resinas compostas. Assim, poderia também analisar-se a resistência à flexão, o módulo de elasticidade, a resistência à compressão, o grau de conversão e a rugosidade superficial (Hahnel *et al.*, 2010; Ilie & Hickel 2011).

Adicionalmente, numa tentativa de demonstrar o comportamento das resinas compostas *in vivo*, também se poderiam efetuar vários grupos de controlo, em que cada um fosse sujeito a armazenamento em vários meios, como água, saliva e álcool durante

24 horas e também por um período de tempo mais alargado, como por exemplo, 30 dias, permitindo comparar, não só a resistência após 24 horas, como também testar a influência do meio e do tempo nas propriedades das resinas compostas (Ilie & Hickel, 2009b).

7.CONCLUSÃO

As resinas compostas têm tido uma aplicação clínica cada vez mais frequente em Medicina Dentária. Como tal, têm apresentado um desenvolvimento contínuo na procura de melhorar as suas propriedades mecânicas e o seu desempenho clínico, para que possam ser utilizadas em qualquer área da boca. Consequentemente, estão constantemente a surgir novas resinas compostas no mercado com diferentes propriedades mecânicas.

Segundo o trabalho experimental realizado, e considerando as suas limitações, pode concluir-se que a microdureza das resinas compostas é influenciada pelo volume/peso de partículas inorgânicas mas também pela constituição da matriz polimérica bem como pela morfologia, tamanho e distribuição das partículas de carga.

O desenvolvimento de resinas compostas com um alto desempenho é essencial para o sucesso do tratamento dentário. No entanto, para além do material restaurador, outros aspetos devem ser tidos em consideração, tal como a aplicação do adesivo, a higiene oral do paciente e a manipulação correta dos materiais por parte do médico dentista.

São necessários mais estudos que comparem as propriedades das resinas compostas dentina e esmalte das diferentes marcas comerciais.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Aguiar FH, Braceiro AT, Ambrosano GM, Lovadino JR. Hardness and diametral tensile strength of a hybrid composite resin polymerized with different modes and immersed in ethanol or distilled water media. *Dent Mater.* 2005; 21(12):1908-103
2. Alexandre RS, Sundfeld RH, Briso AL, Bedran-Russo AK, Valentino TA, Sundfeld ML. Effect of 10% carbamide peroxide dental bleaching on microhardness of filled and unfilled sealant materials. *J Esthet Restor Dent.* 2006; 18(5): 273-8.
3. Amaral CM, Castro AKBB, Pimenta LAF, Ambrosano GMB. Effect of techniques of composite resin insertion and polymerization on microleakage and microhardness. *Pesquisa Odontológica Brasileira.* 2002; 16(3):257-62.
4. Anusavice KJ. Mechanical properties of dental materials. In: Phillip's Science of Dental Materials. 11th edition Philadelphia: WS Saunders; 2003.
5. Bala O, Ölmez O, Kalayci S. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. *J Oral Rehab.* 2005; 32(2):134-40.
6. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc* 1994; 125(6):687-701.
7. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater.* 2007; 23(1): 51-9.
8. Backham JT, Vandewalle KS, Lien W. Properties of hybrid resin composite systems containing prepolymerized filler particles. *Operative Dentistry.* 2009; 34(6): 697-702.
9. Briso AL, Tuñas IT, de Almeida LC, Rahal V, Ambrosano GM. Effects of five carbamide peroxide bleaching gels on composite resin microhardness. *Acta Odontol Latinoam.* 2010; 23(1): 27-31.
10. Burgess JO, Walker R, & Davidson JM. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent,* 24(5):465-79
11. Candido LA. Avaliação da microdureza Knoop de três resinas compostas comparada com a microdureza do esmalte de molares decíduos. *Barau.* 2002; 116.
12. Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res.* 2010; 89(6): 549-60.
13. Choi KK, Ferracane JL, Hilton TJ, Charlton D. Properties of packable dental composites. *J Esthet Dent.* 2000; 12(4):216-26.
14. Chung KH. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J Dent Res.* 1990; 69(3): 852-6.

15. Correr AB, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Effect of Exposure Time vs Irradiance on Knoop Hardness of Dental Composites. *Materials Research*. 2006; 9(3): 275-80
16. Costa SX, Becker AB, Rastelli AN, Loffredo L, Andrade MF, Bagnato VS. Effect of four bleaching regimens on color changes and microhardness of dental nanofilled composite. *Int J Dent*. 2009; 2009: 313845.
17. Craig RG, Powers JM. *Materiais Dentários Restauradores*. 11th ed. São Paulo: Santos Editora; 2004
18. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res*. 2011; 90(4): 402-16.
19. Demarco FF, Meireles SS, Masotti AS. Over-the-counter whitening agents: a concise review. *Braz Oral Res*. 2009; 23(1): 64-70.
20. Dietschi D, Dietschi J. Current Developments in Composite Materials and Techniques. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry*. 1996; 8(7):603-614.
21. El-Safty S, Akhtar R, Silikas N, Watts DC. Nanomechanical properties of dental resin-composites. *Dental Materials*. 2012; 28: 1292-1300.
22. Ekworapoj P, Magaraphan R, Martin DC. Heat effect on viscosity and curing of light-cured dental resin and mechanical strength of conventional dental composites. *Journal of Metals, Materials and Minerals*. 2002; 12(1): 39-50.
23. Erdemir U, Sancakli HS, Yildiz E. The effect of one-step and multi-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of novel resin composites. *Eur J Dent*. 2012; 6:198-205.
24. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1995; 6(4):302-318.
25. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater*. 2011; 27(1): 29-38.
26. Ferracane JL. Resin-based composite performance: Are there some things we can't predict? *Dental Materials*. 2013; 29:51-58.
27. Garoushi S, Lassila LVJ, Vallittu PK. Influence of nanometer scale particulate fillers on some properties of microfilled composite resin. *J Mater Sci: Mater Med*. 2011; 22: 1645-1651.
28. Güder, H.S., Sahin, E., Sahin, O., Göçmez, H., Duran, C. e Ali Çetinkara, H. Vickers and Knoop Indentation Microhardness Study of b-SiAlON Ceramic. *Acta physica polonica a*. 2011; 120(6): 1026-1033.

29. Guiraldo RD, Consani S, Consani RL, Berger SB, Mendes WB, et al. Light energy transmission through composite influenced by material shades. *Bull Tokyo Dent Coll.* 2009; 50(4): 183-190.
30. Hahnel S, Henrich A, Bürgers R, Handel G, Rosentritt M. Investigations of mechanical properties of modern dental composites after artificial aging for one year. *Oper Dent.* 2010; 35(4):412-9
31. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006; 11(2): 215-20.
32. Hickel R, Dash W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. FDI Comission Project. *Int Dent J.* 1998; 48(3-16).
33. Hondrum S, Fernández R. Counttouting, Finishing and Polishing Class 5 Restorative Materials. *Operative Dentistry.* 1997; 22:30-36
34. Huysmans MC, Vand der Varst PG, Lautenschlager EP, Monaghan P. The influence of simulated clinical handling on the flexural and compressive strength of posterior composite restorative materials. *Dent Mater.* 1996; 12(2): 116-20.
35. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig.* 2009a; 13(4): 427-38.
36. Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater.* 2009b; 25:810-819.
37. Ilie N, Hickel R. Resin Composite Restorative Materials. *Aust Dent J.* 2011; 56(1):59-66
38. Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dent Mater.* 2003; 19(3): 206-11.
39. ISO 4049 Polymer-based filling restorative and lutting materials. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization; 2000.
40. Jeong TS, Kang HS, Kim SK, Kim S, Kim HI. The effect of resin shades on microhardness, polymerization shrinkage and color change of dental composite resins. *Dental Materials Journal.* 2009; 28(4): 438-445.
41. Jokstad A, Bayne S, Blunk U, Tyas M, Wilson N. Quality of dental restorations. FDI Comission Project 2-95. *Int Dent J;* 51(3):117-58

42. Júnior PCM, Cardoso RM, Magalhães BG, Guimarães RP, Silva CHV et al. Selecting correctly the composite resins. *Int J Dent*. 2011; 10(2):91-96.
43. Kanca JIII. Visible light-activated posterior composite resins – comparison of surface hardness and uniformity of cure. *Quintessence International*. 1985; 16(5): 345-7
44. Karabela MM, Sideridou ID. Synthesis and study of properties of dental resin composites with different nanosilica particles size. *Dent Mater*. 2011; 27(8):825-35.
45. Kawaguchi M, Fukushima T, Miyasaki K. The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites. *J Dent Res*. 1994; 73(2): 516-21
46. Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent*. 2002; 87: 642-9.
47. Korkmaz Y, Ozel E, Attar N, Aksoy G. The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *Operative Dentistry*. 2008; 33(1): 44-50.
48. Kwon, YH, Jeon GH, Jang CM, Seol HJ, Kim HI. Evaluation of polymerization of light-curing hybrid composite resins. *J Biomed Mater. Res. Part. B. Appl. Biomater*. 2006; 76(1):106-113.
49. Lee JH, Kim HI, Kim KH, Kwon YH. Effect of bleaching agents on the fluoride release and microhardness of dental materials. *J Biomed Mater Res*. 2002; 63: 535-54.
50. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res* 1985; 64: 1396-1401.
51. Mandarino F, Porto CLA, Fontana UF, Candido MM, Junior et al. Effects of color yons had influence in polimerization capacity of composed resins photoactivated. *Rev bras Odontol*. 1992; 49(5):38-41
52. Manhart J, Chen HY, Hickel R. The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations. *J Am Dent Assoc*. 2001; 132(5): 639-45.
53. Marovic D, Panduric V, Tarle Z, Ristic M, Sariri K et al. Degree of conversion and microhardness of dental composite resin materials. *Journal of Molecular Structure*. 2012

54. Meredith N., Sherriff M., Setchell DJ., Swanson SAV. Measurement of the microhardness and young's modulus of human enamel and dentin using an indentation technique. *Archs oral Biol.* 1996; 41(6): 539-545.
55. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc.* 2003; 134(10): 1382-90.
56. Mota EG, Oshima MS, Burnett LH, Pires LA, Rosa RS. Evaluation of diametral tensile strength and knop microhardness of five nanofilled composites in dentin and enamel shades. *Stomatologia, Baltic Dental and Maxillofacial Journal.* 2006;8:3.
57. Moraes RR, Gonçalves LS, Lancellotti AC, Consani S., Correr S, Sinhoreti MA. Nanohybrid resin composites: nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Oper Dent.* 2009; 34(5): 551-7.
58. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Progr Polym Sci* 2001; 26:535-576.
59. Müdjeci A, Gökay O. Effect of bleaching agents on the microhardness of tooth-colored restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2006; 95: 286-9.
60. Neves AD, Discacciati JA, Oréface RL, Jansen WC. Correlation between degree of conversion, microhardness and inorganic content in composites. *Pesqui Odontol Bras.* 2002; 16(4): 349-354.
61. Nicholson JW. Biologic Considerations. In: Summit JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RC, Santos J. *Fundamentals of Operative Dentistry. A Contemporary Approach.* 3rd edition. Chicago, USA: Quintessence Publishing Co Inc; 2006.
62. Oberholzer TG, Pameijer CH, Grobler SR, Rossouw RJ. Effect of power density on shrinkage of dental resin materials. *Oper Dent.* 2003; 28(5):622-7.
63. Oréface RL, Clark A, Brennan AB. Bioactive Composites with designed interphases based on hyperbranched macromers. *Journal of Applied Polymer Science.* 2006; 99:1153-1166
64. Ozel E, Korkmaz Y, Attar N, Karabulut E. Effect of one-step polishing systems on surface roughness of different flowable restorative materials. *Dental Materials Journal.* 2008; 27(6): 755-764
65. Palin WM, Fleming GJ, Burke FJ, Marquis PM, Randall RC. The reliability in flexural strength testing of a novel dental composite. *J Dent.* 2003; 31(8):549-57.
66. Pereira SK, Porto CLA, Mendes AJD. Avaliação da dureza superficial de uma resina composta híbrida em função da cor, tempo de exposição, intensidade de luz e profundidade do material. *Jornal Brasileiro de Clínica Estética e Odontológica.* 2000; 4(23):63-7

67. Pillo R, Cardash HS. Pos irradiation polymerization of diferente interior and posterior visible light-activated resin composites. *Dent Mater.* 1992; 8(5):299-304
68. Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental Materials.* 2004; 20:726-732.
69. Price RB, Dérand T, Lonev RW, Andreou P. Effect of light source and specimen thickness on the surface hardness of resin composite. *Am. J. Dent.* 2002; 15: 47-53.
70. Price RB, Whalen JM, Price TB, Felix CM, Fahey J. The effect of specimen temperature on the polymerization of a resin-composite. *Dental Materials.* 2011; 27: 983-989.
71. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dent Clin North AM.* 2007; 51(3): 659-75
72. Raptis CN, Fan PL, Powers JM. Properties of microfilled and visible light-cured composite resins. *J Am Dent Assoc.* 1979; 99(4):631-633
73. Ribeiro JCR, Gomes PN, Moysés MR, Dias SC, Pereira LP et al. Shear strength evaluation of composite-composite resin associations. *Journal of dentistry.* 2008; 36: 326-330.
74. Riester L, Blau PJ, Lara-Curzio E, Breder K. Nanoindentation with a Knoop indenter. *Thin Solid Films.* 2000; 377-378: 635-639.
75. Rodrigues JA, Oliveira GP, Amaral CM. Effect of thickener agents on dental enamel microhardness submitted to at-home bleaching. *Braz Oral Res.* 2007; 21(2): 170-5.
76. Rueggeberg FA, Cauhman WF, Curtis JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Operative Dentistry.* 1994; 19(1):26-32.
77. Satou N, Khan AM, Satou K, Satou J, Shintani H et al., In-vitro and in-vivo wear profile of composite resins. *J Oral Rehab.* 1992; 19:(31-37)
78. Scheibe K, Almeida K, Medeiros I, Costa J, Alves C. Effect of diferente polishing systems on the surfasse roughness of microhybrid composites. *J Appl Oral Sci.* 2009; 17(1):21-26.
79. Schneider LF, Pfeifer CS, Consani S, Prahl SA, Ferracane JL. Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. *Dent Mater.* 2008; 24(9):1169-77
80. Scougall-Vilchis R, Hotta Y, Hotta M, Idono T, Yamamoto K. Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer. *Dental Materials Journal.* 2009;28(1): 102-112.

81. Stoddard J, Johnson G. An evaluation of polishing agents for composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1991; 65(4):491-495
82. Walker MP, Haj-Ali R, Wang Y, Hunziker D, Williams KB. Influence of environmental conditions on dental composite flexural properties. *Dent Mater*. 2006; 22(11):1002-7
83. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater*. 1992; 8: 310-9.
84. Tantjibirojn D, Versluis A, Cheng Y-S, Douglas WH. Fracture toughness and microhardness of a composite: do they correlate? *Journal of Dentistry*. 2003; 31: 89-95.
85. Thorat S, Patra N, Ruffilli R, Diaspro A, Salerno M. Preparation and characterization of a Bis-GMA-resin dental restorative composites with glass, sílica and titania fillers. *Dental Materials Journal*. 2012; 31(4): 635-644.
86. Yanikoglu N, Duymus ZY, Yilmaz B. Effect of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dent Mater J*. 2009; 28(3):344-51.
87. Yap A, Wang X, Wu X, Chung S. Comparative hardness and modulus of tooth-colored restoratives: A depth-sensing microindentation study. *Biomaterials*. 2004; 25: 2179-85
88. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2010; 120(11): 972-86.

9. ANEXOS

I – Fotografias de materiais e dispositivos utilizados no ensaio laboratorial



Figura I – Resina Composta: IPS Empress® Direct Esmalte - Ivoclar Vivadent, Schaan



Figura II – Resina Composta: IPS Empress® Direct Dentina - Ivoclar Vivadent, Schaan



Figura III – Resina Composta: Herculite® XRV Ultra Esmalte - Kerr Italia, Scafati; Itália



Figura IV – Resina Composta: Herculite ® XRV Ultra Dentina - Kerr Italia, Scafati; Itália



Figura V– Resina Composta: Enamel Plus HRi® Esmalte - GDF GmbH, Rosbach; Alemanha

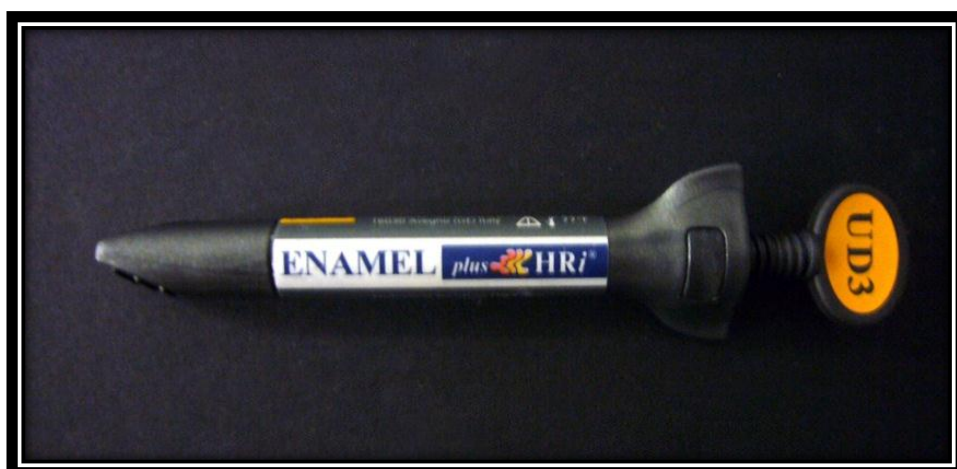


Figura VI – Resina Composta: Enamel Plus HRi® Dentina - GDF GmbH, Rosbach; Alemanha



Figura VII – Resina Composta: XRV Herculite® Esmalte – Kerr Italia Scafati, Italia)



Figura VIII – Resina Composta: XRV Herculite® Dentina – Kerr Italia Scafati, Italia)

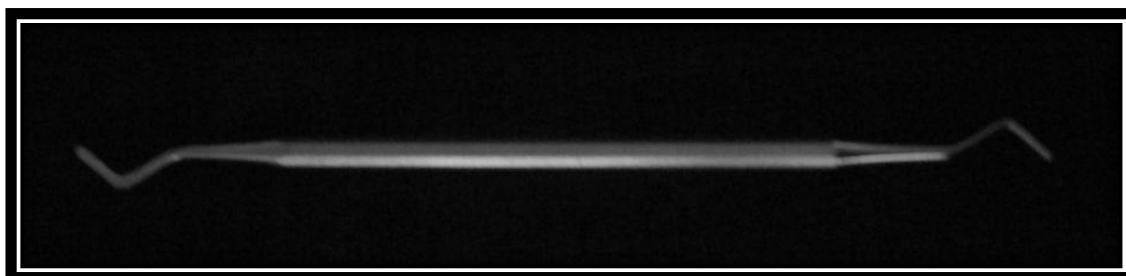


Figura IX– Espátula de inserção do compósito

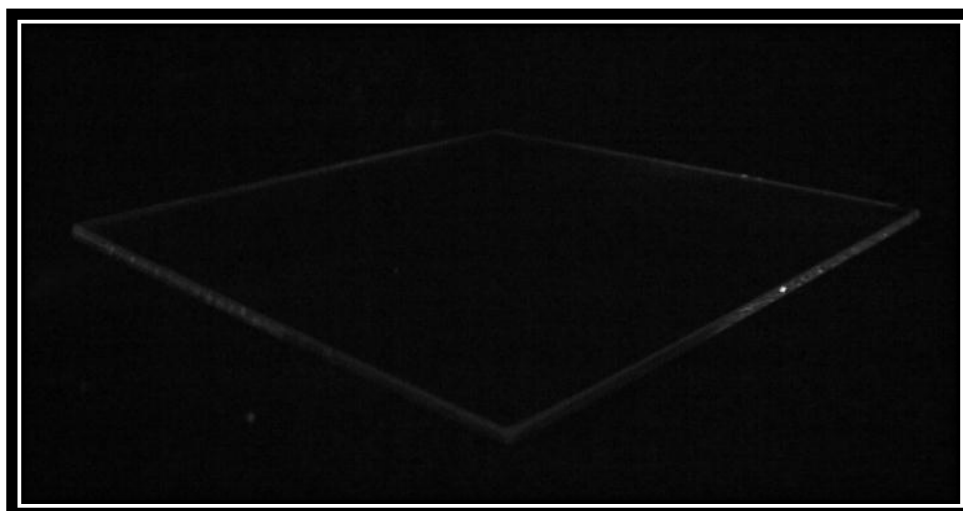


Figura X – Placa de Vidro



Figura XI – Fotopolimerizador Optilux Demetron (Kerr Hawe, Bioggo, Switzerland)

II – Fotografias de Knoop

Fotografias de Knoop de espécimes de IPS Empress® Direct

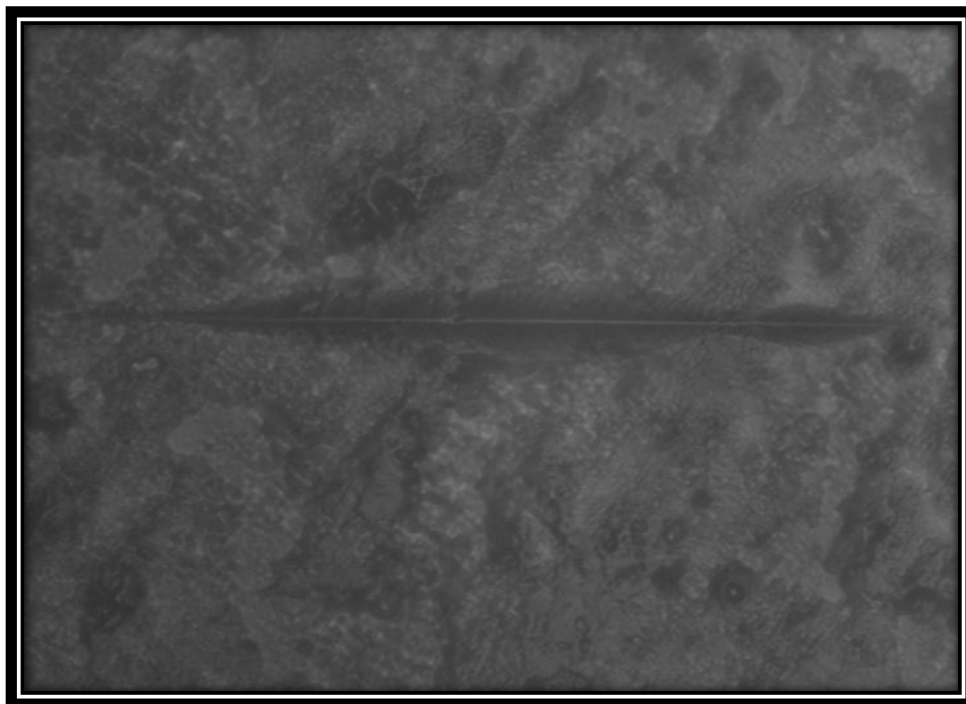


Figura XII - Fotografia de Knoop do espécime IPS Empress® Direct Esmalte.

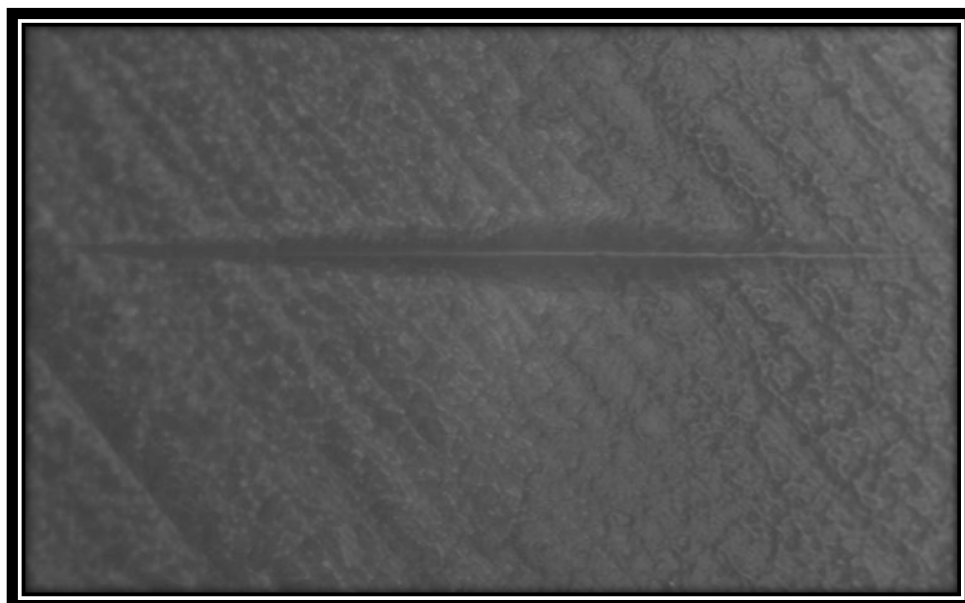


Figura XIII - Fotografia de Knoop do espécime IPS Empress® Direct Dentina.

Fotografias de Knoop de espécimes de Herculite® XRV Ultra

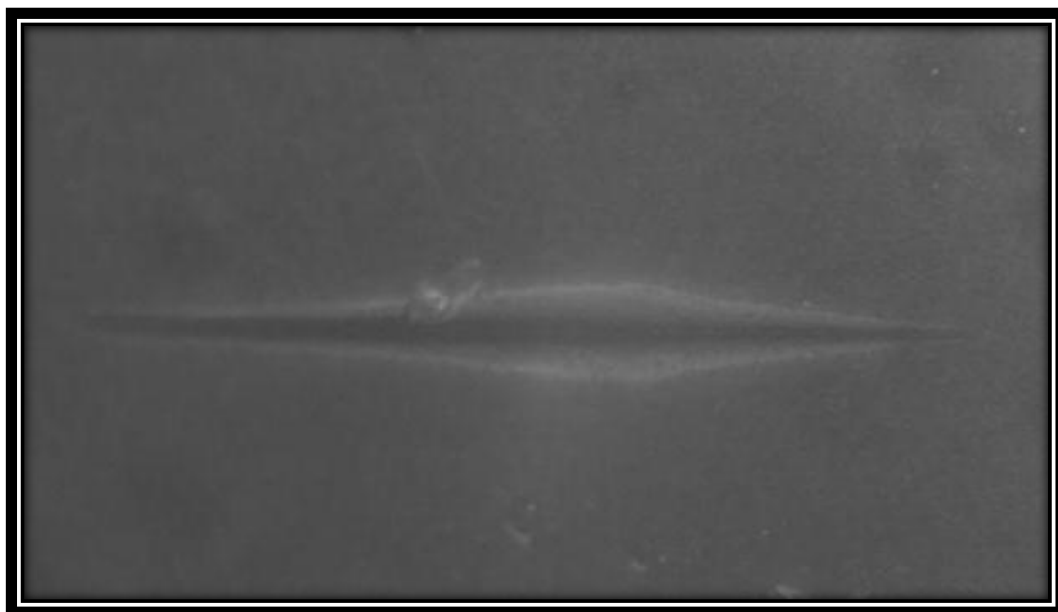


Figura XIV - Fotografia de Knoop do espécime Herculite® XRV Ultra Esmalte.

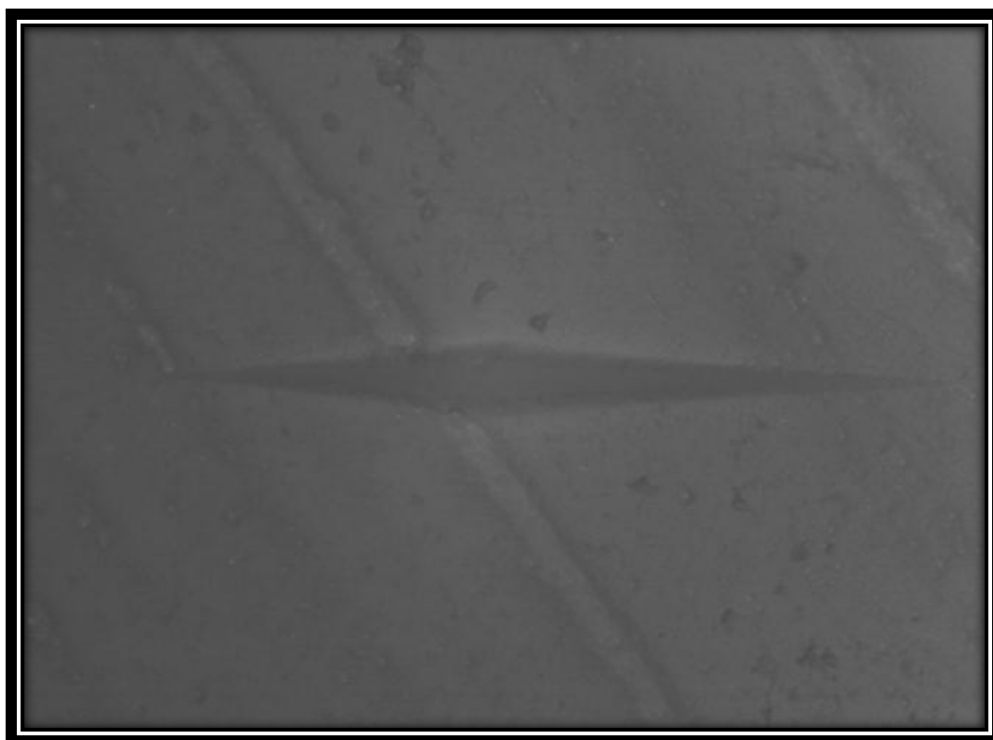


Figura XV - Fotografia de Knoop do espécime Herculite® XRV Ultra Dentina.

Fotografias de Knoop de espécimes de Enamel Plus HRi[®]

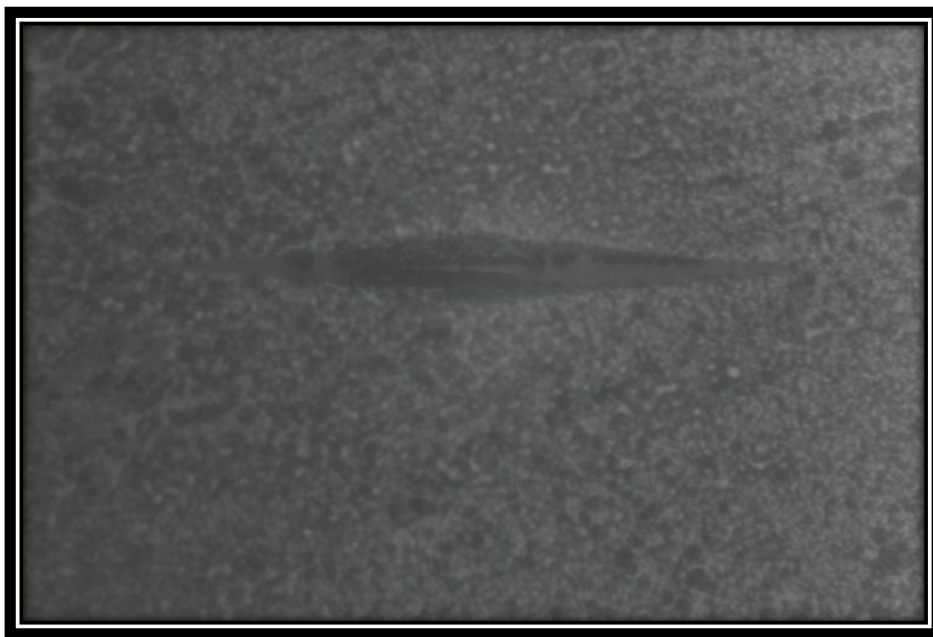


Figura XVI - Fotografia de Knoop do espécime Enamel Plus HRi[®] Esmalte

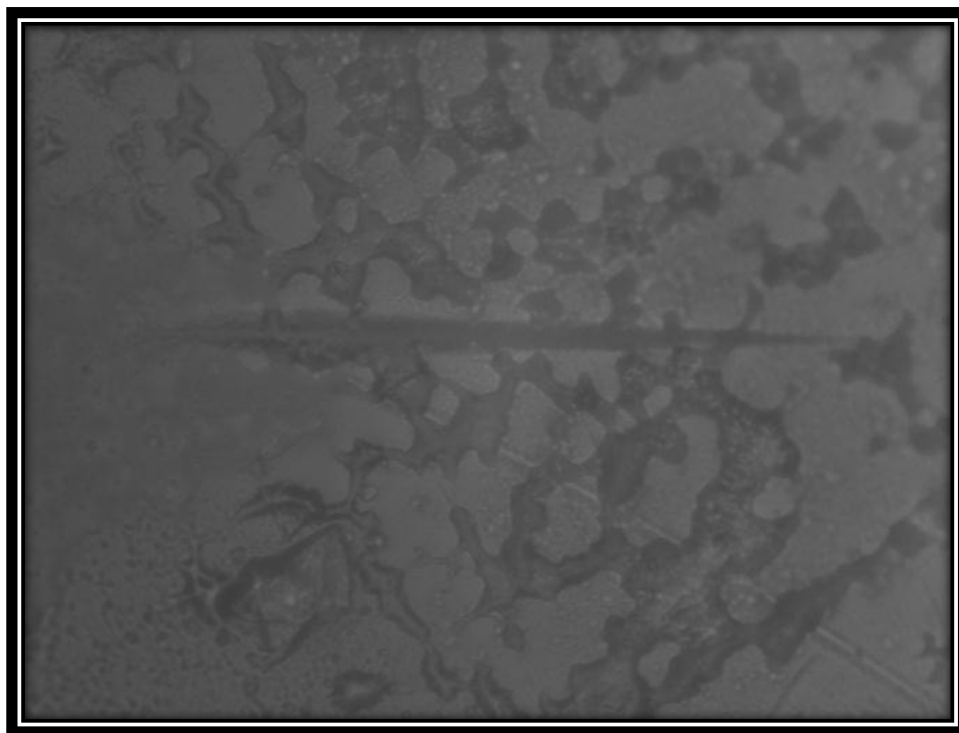


Figura XVII - Fotografia de Knoop do espécime Enamel Plus HRi[®] Dentina

Fotografias de Knoop de espécimes de XRV Herculite®

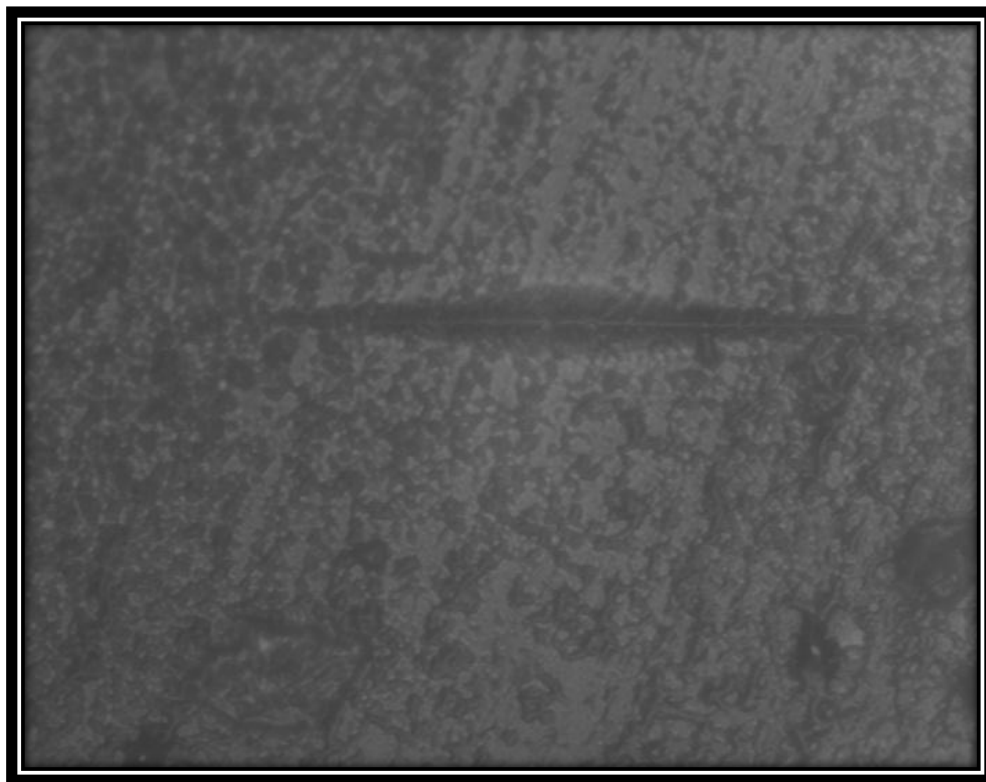


Figura XVIII - Fotografia de Knoop do espécime XRV Herculite® Esmalte

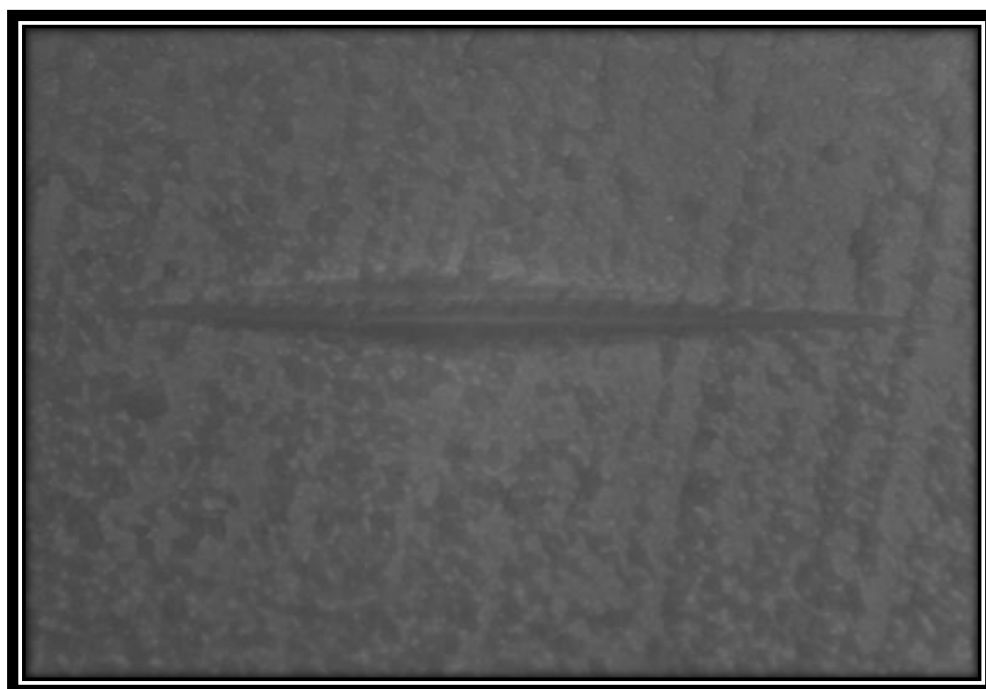


Figura XIX - Fotografia de Knoop do espécime XRV Herculite® Dentina

III – Tabelas

| Grupo | | Shapiro-Wilk | | |
|----------------|--------------------|--------------|----|------|
| | | Statistic | df | Sig. |
| Valores Dureza | HRI Enamel | ,955 | 10 | ,733 |
| | HRI Dentin | ,959 | 10 | ,780 |
| | IPS Empress Enamel | ,866 | 10 | ,091 |
| | IPS Empress Dentin | ,896 | 10 | ,199 |
| | XRv ultra Enamel | ,938 | 10 | ,527 |
| | XRv ultra Dentin | ,926 | 10 | ,412 |
| | XRv Enamel | ,956 | 10 | ,740 |
| | XRv Dentin | ,882 | 10 | ,136 |

Tabela I – Teste de normalidade *Shapiro Wilk*.

| Valores Dureza | | | | |
|----------------|--------------------|----|-------------------------|----------|
| Grupo | | N | Subset for alpha = 0.05 | |
| | | | 1 | 2 |
| Scheffé | IPS Empress Dentin | 10 | 110,4880 | |
| | IPS Empress Enamel | 10 | 115,7880 | |
| | HRi Enamel | 10 | 155,1540 | |
| | XRv Ultra Enamel | 10 | 167,8600 | |
| | XRv Enamel | 10 | 172,7340 | |
| | XRv Ultra Dentin | 10 | 173,7100 | |
| | XRv Dentin | 10 | 181,8160 | 181,8160 |
| | HRi Dentin | 10 | | 261,9160 |
| Sig. | | | 0,156 | 0,068 |

Tabela II - Tabelado teste *post-hoc* de Scheffé, apresentando os subconjuntos homogêneos.

IV – Gráficos

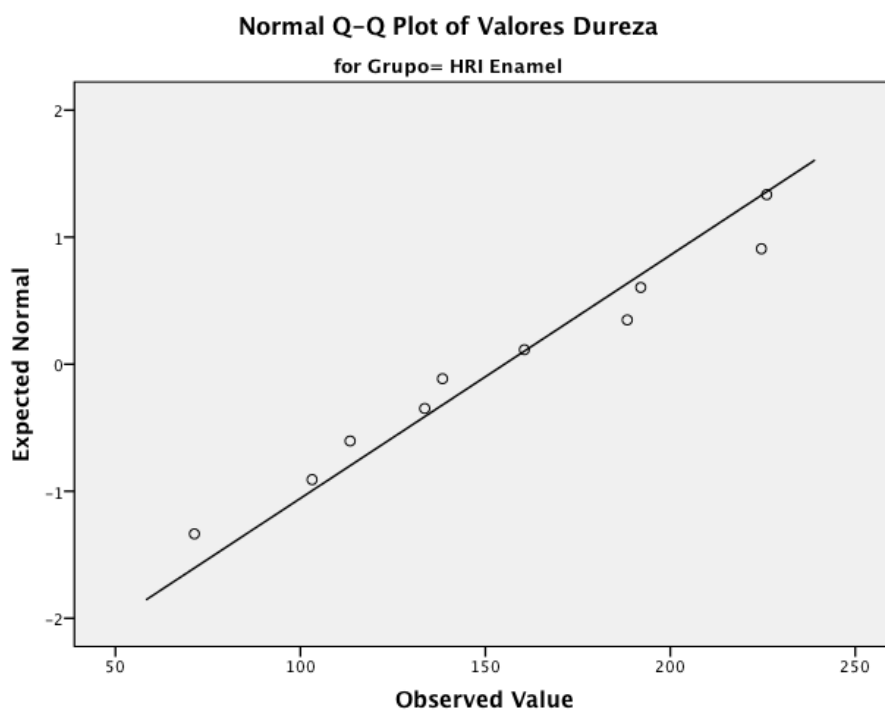


Gráfico I: Distribuição normal dos valores obtidos para o Enamel Plus HRI[®] Esmalte

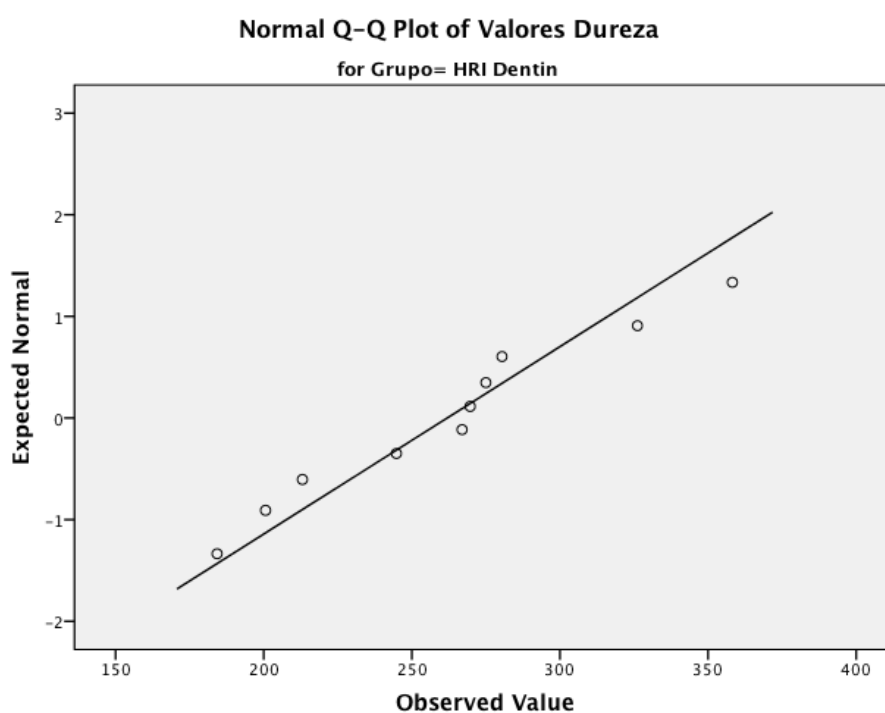


Gráfico II: Distribuição normal dos valores obtidos para o Enamel Plus HRI[®] Dentina

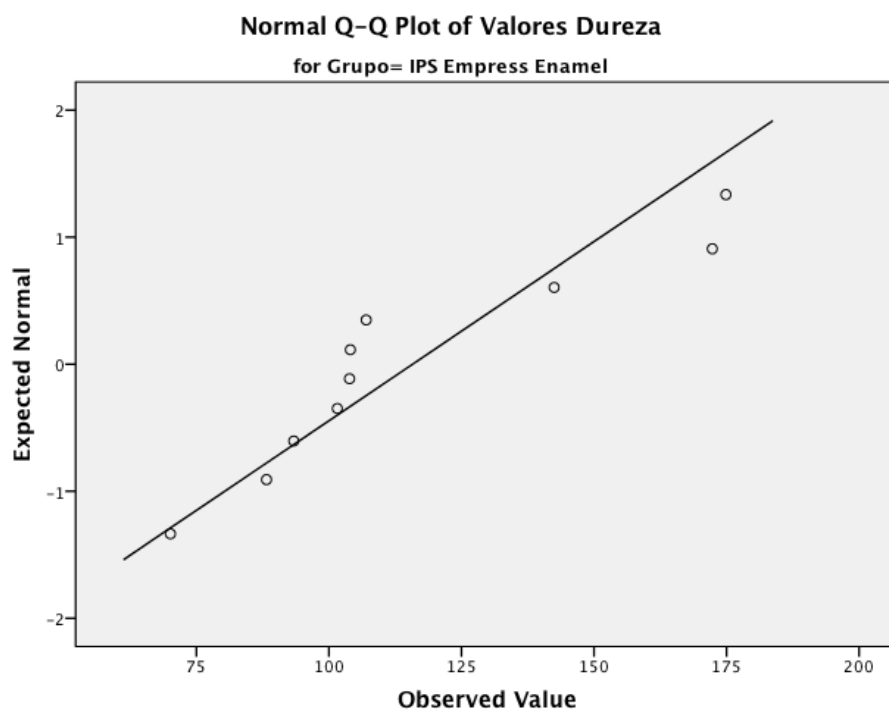


Gráfico III: Distribuição normal dos valores obtidos para o IPS Empress® Direct Esmalte

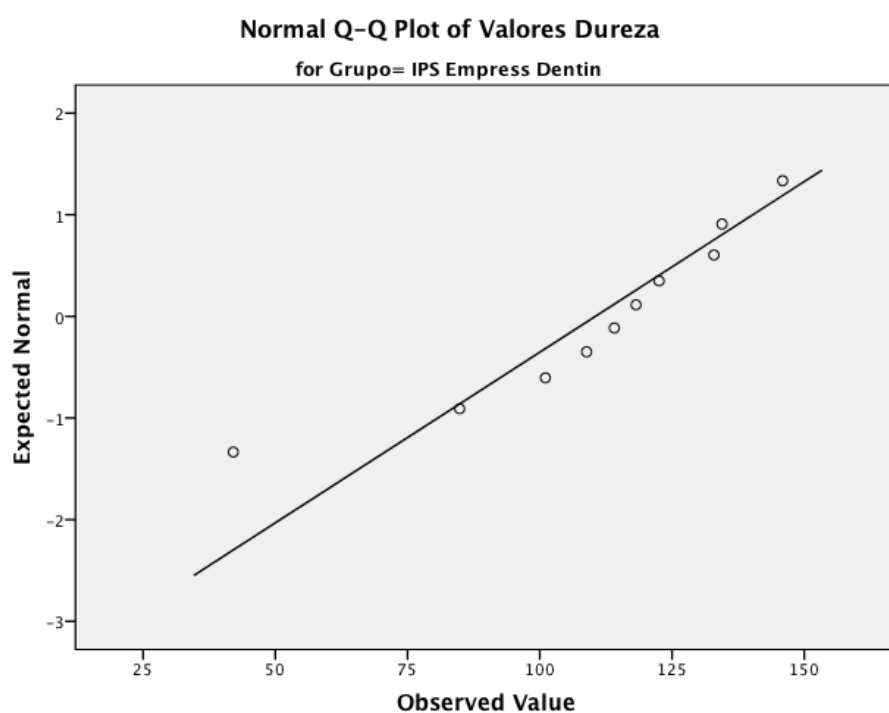


Gráfico IV: Distribuição normal dos valores obtidos para o IPS Empress® Direct Dentina

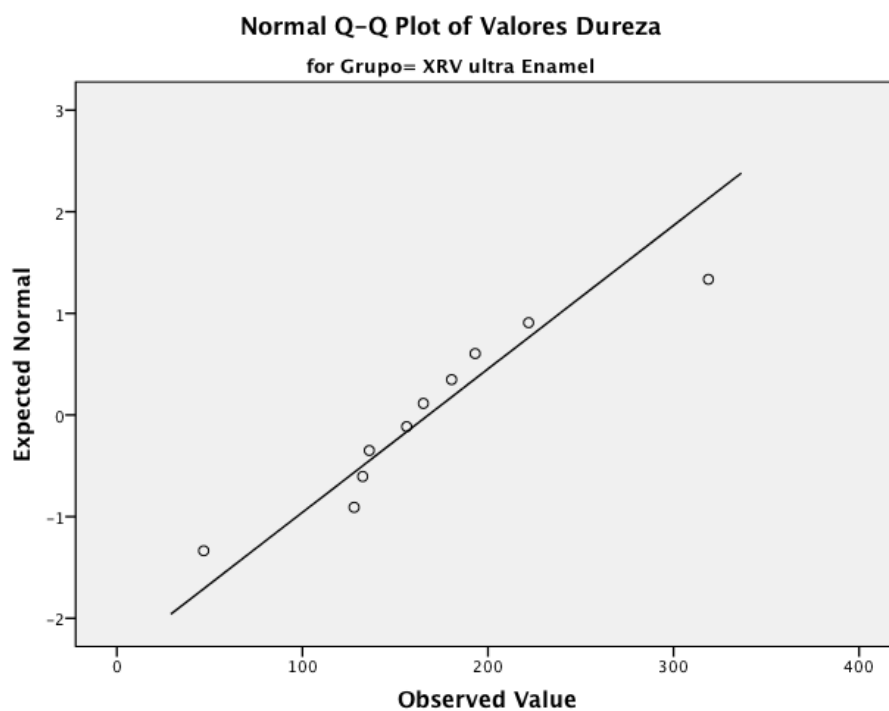


Gráfico V: Distribuição normal dos valores obtidos para o Herculite® XRV Ultra Esmalte

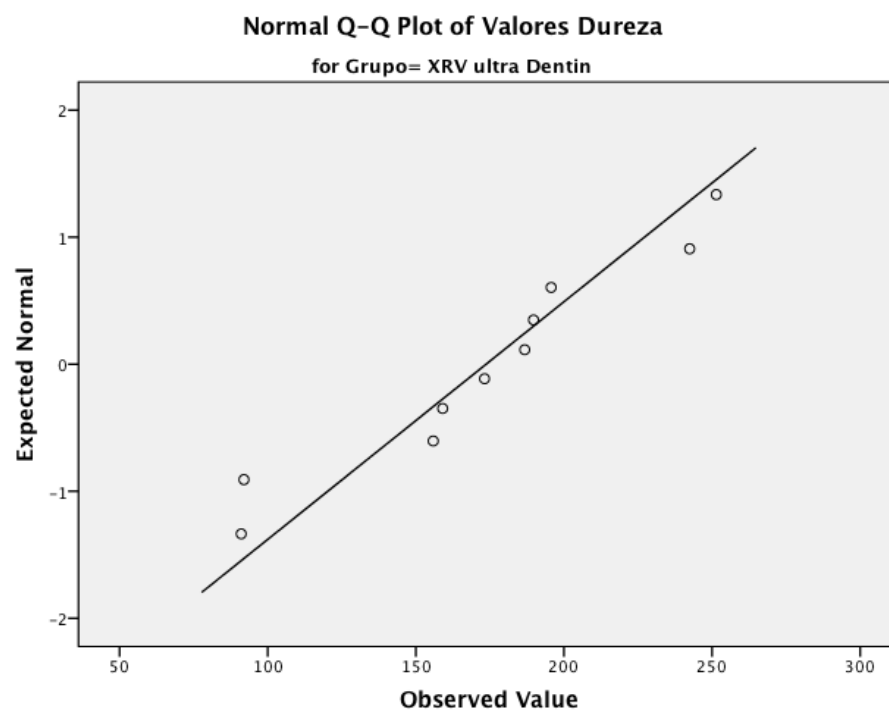


Gráfico VI: Distribuição normal dos valores obtidos para o Herculite® XRV Ultra Dentina

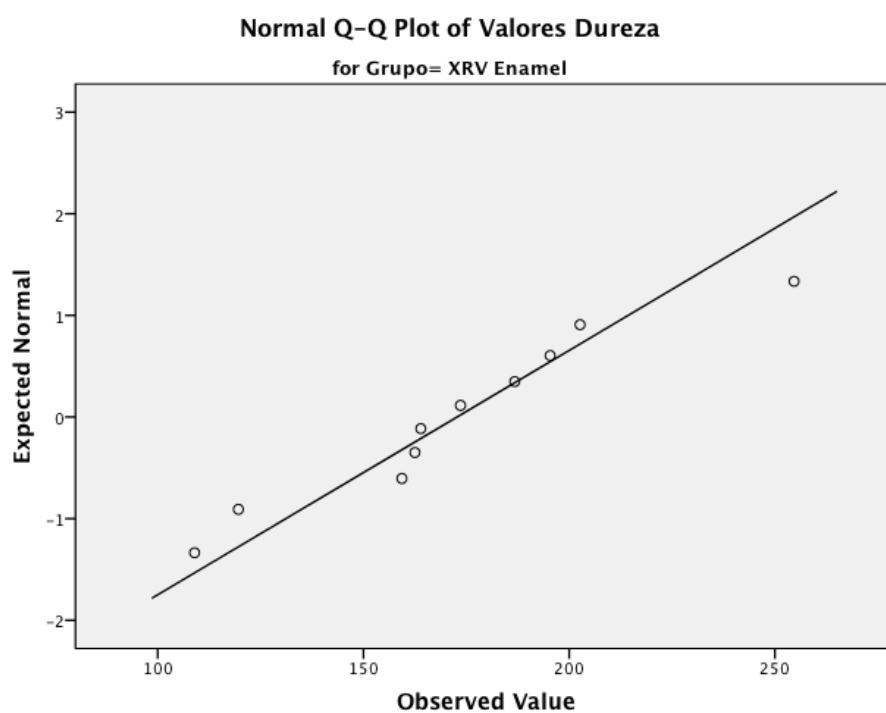


Gráfico VII: Distribuição normal dos valores obtidos para o XRV Herculite® Esmalte

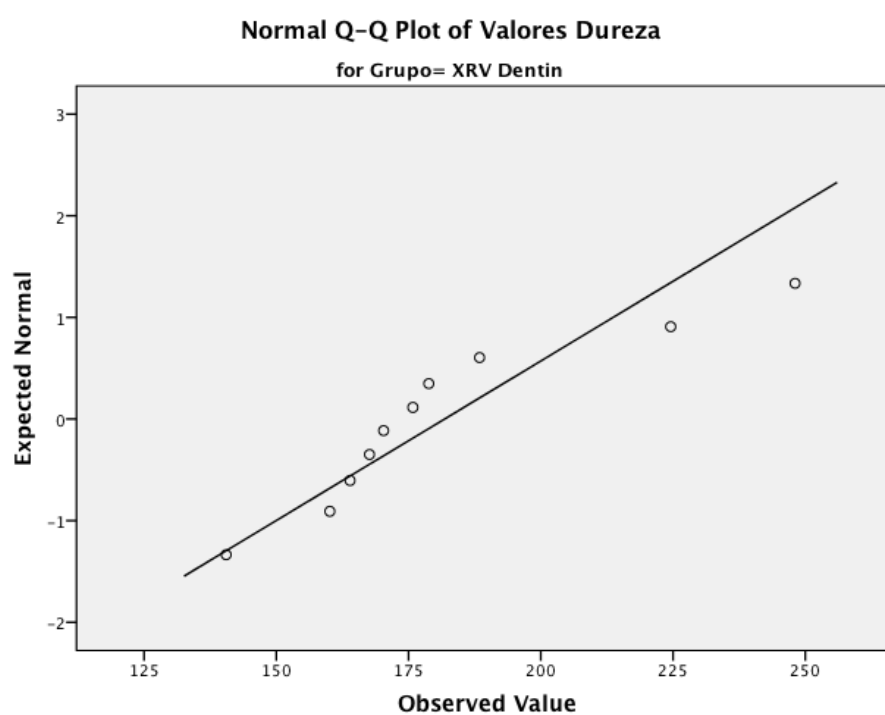


Gráfico VIII: Distribuição normal dos valores obtidos para o XRV Herculite® Dentina

V – Instruções dos fabricantes

Instruções do fabricante IPS Empress® Direct Esmalte e Dentina (Ivoclar Vivadent, Schaan):

- Devido ao grande número de cores de esmalte e de dentina, com diferentes níveis de translucidez, apresentados pelo IPS Empress Direct e que estão disponíveis para a criação de detalhes anatômicos, qualquer técnica de estratificação pode ser empregada para a fabricação de restaurações altamente estéticas.
- Para excelentes resultados, aplicar IPS Empress Direct em camadas de, no máximo, 2 mm ou 1,5 mm (cores de dentina) de espessura e adaptar com um adequado instrumento (p.ex., OptraSculpt).
- A suficiente exposição à luz de cura previne a polimerização incompleta.
- Deste modo, polimerizar cada segmento durante 20 segundos, utilizando uma unidade de polimerização com luz com intensidade de, no mínimo, 500 mW/cm² (p.ex., bluephase® C8, 20i). Com intensidade de luz de, no mínimo, 1000 mW/cm² (p.ex., bluephase 20i), os incrementos individuais podem ser polimerizados dentro de 10 segundos.
- Manter a janela de emissão de luz o mais próximo possível da superfície do material restaurador. Quando for utilizada uma matriz metálica, polimerizar, de modo adicional, a partir de vestibular ou lingual, após a remoção da matriz.

Instruções do fabricante do XRV Herculite® Esmalte e Dentina (Kerr Italia Scafati, Italia)

- Selecionar a(s) tonalidade(s) desejada(s).
 - Apresentação em Seringa: após extrair o material no bloco de mistura, girar a seringa pelo menos duas voltas inteiras para trás, para aliviar a pressão no material.
 - Apresentação em Unidose: inserir a ponta e alinhá-la corretamente com a ponta aplicadora. Colocar a ponta Unidose até o fundo da mistura.
Não extrair mais de 2 mm por vez
- Após aplicar cada porção individual de resina, alisar a resina composta para garantir a adaptação marginal.
- Fotopolimerize cada porção individual por um mínimo de 40 segundos. Ao trabalhar com diversas superfícies, polimerize cada um durante o intervalo de tempo recomendado.

Instruções do fabricante do Herculite® XRV Ultra Esmalte e Dentina (Kerr Italia Scafati, Italia)

- Selecionar a(s) tonalidade(s) desejada(s).
 - Apresentação em Seringa: após extrair o material no bloco de mistura, girar a seringa pelo menos duas voltas inteiras para trás, para aliviar a pressão no material.
 - Apresentação em Unidose: inserir a ponta e alinhá-la corretamente com a ponta aplicadora. Colocar a ponta Unidose até o fundo da mistura.
Não extrair mais de 2 mm por vez
- Após aplicar cada porção individual de resina, alisar a resina composta para garantir a adaptação marginal.
- Fotopolimerize cada porção individual por um mínimo de 40 segundos. Ao trabalhar com diversas superfícies, polimerize cada um durante o intervalo de tempo recomendado.

Instruções do fabricante do Enamel Plus HRi® Esmalte e Dentina (GDF GmbH, Rosbach; Alemanha)

- Adicione camadas não homogêneas para permitir a passagem da luz em diferentes direções.
- Fotopolimerizar as camadas de 1-1,5mm (não mais de 2mm) durante 40 segundos, polimerizando todos os lados da restauração, colocando a lâmpada o mais próximo possível.
- Tempo de trabalho: 3 minutos sob a luz do candeeiro.
- Tempo de polimerização: cada camada deve ser polimerizada cerca de 40 segundos.